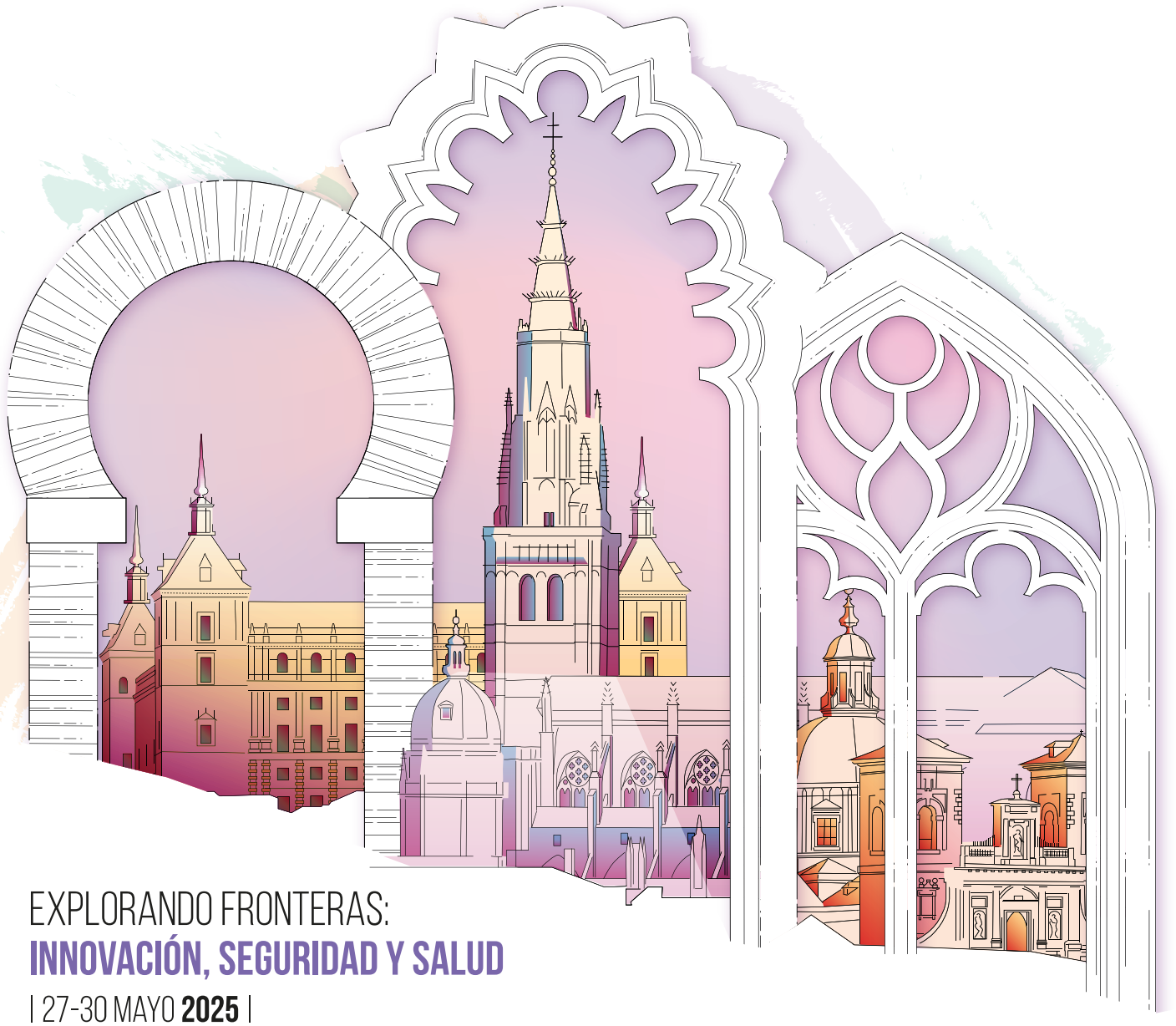
ISSN 2990-2916

9º CONGRESO CONJUNTO 25 SEFM | SEPR 20

TOLEDO 2025



EXPLORANDO FRONTERAS:

INNOVACIÓN, SEGURIDAD Y SALUD

| 27-30 MAYO **2025** |

LIBRO DE RESÚMENES

SEFM SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

SEPR SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

ÍNDICE

PROGRAMA 2

PROGRAMA CIENTÍFICO 35

COMUNICACIONES ORALES 52

COMUNICACIONES POSTERS 335

POSTERS HTM"HAZLO TU MISMO" 1232

INVESTIGADORES NOVELES 1284

COMUNICACIONES ORALES SIMPOSIO TÉCNICOS 1360

COMUNICACIONES POSTERS SIMPOSIO TÉCNICOS 1366

ÍNDICE DETALLADO 1433

PROGRAMA



MARTES 27 MAYO

	AUDITORIO SEFM	SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II	SALAS EL GRECO A SEFM III	SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA	SALA TOLEDO SEPR
15:00	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RT): GESTIÓN DE LAS REIRRADIACIONES EN RADIOTERAPIA	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RD): NUEVO PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA DIGITAL	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (MN): DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA: MONTE CARLO EN APLICACIONES DE INTERÉS EN PR	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA: EVALUACIÓN DE DOSIS AL MEDIOAMBIENTE (I)
16:30	PAUSA CAFÉ | VISITA EXPOSICIÓN COMERCIAL (PLANTA -2 / ESPACIO ZOCODOVER) | VISITA E-PÓSTERES (PLANTA-1)				
17:00	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RT): GESTIÓN DE LAS REIRRADIACIONES EN RADIOTERAPIA	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RD): NUEVO PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA DIGITAL	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (MN): DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA: MONTE CARLO EN APLICACIONES DE INTERÉS EN PR	CURSO FORMACIÓN CONTINUADA: EVALUACIÓN DE DOSIS AL MEDIOAMBIENTE (II)
18:30	PAUSA CAFÉ | VISITA EXPOSICIÓN COMERCIAL (PLANTA -2 / ESPACIO ZOCODOVER) | VISITA E-PÓSTERES (PLANTA-1)				
19:00	MESA INAUGURAL (SALA AUDITORIO)				
19:30	CHARLA PLENARIA: IMPACTO DE LA INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN LA PRÁCTICA CLÍNICA (SALA AUDITORIO)				
20:30	CÓCTEL DE BIENVENIDA (FUNDACIÓN ROBERTO POLO)				
21:30					

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RT): GESTIÓN DE LAS REIRRADIACIONES EN RADIOTERAPIA

MARTES 27 MAYO | 15:00–16:30 | AUDITORIO SEFM

MODERA: NAIA PEREDA. *HOSPITAL UNIVERSITARIO DE BASURTO*

CLARA NAVARRO IBARRA. *ADJUNTO, HOSPITAL UNIVERSITARIO TOLEDO*

MARCELINO HERMIDA. *MEDICAL PHYSICIST, HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON (BARCELONA)*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RD): NUEVO PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA DIGITAL

MARTES 27 MAYO | 15:00–16:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: ANTONIO FRANCISCO GONZÁLEZ LÓPEZ. *HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA (MURCIA)*

JULIO ALMANSA. *FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DE LAS NIEVES (GRANADA)*

JOSÉ ÁNGEL MERINO. *COMPLEJO HOSPITALARIO DE TOLEDO*

JORGE HERNÁNDEZ. *COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (MN): DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS

MARTES 27 MAYO | 15:00–16:30 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: DAVID SÁNCHEZ-ARTUÑEDO. *HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON (BARCELONA)*

PABLO MÍNGUEZ GABIÑA. *RADIOFÍSICO ADJUNTO HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES/GURUTZETA. BARAKALDO*

IRENE TORRES. *RADIOFÍSICA ADJUNTA, SERVICIO MEDICINA NUCLEAR H. U. Y POLITÉCNICO LA FE (VALENCIA)*

GABRIEL REYNÉS LLOMPART. *FÍSICA MEDICA INSTITUT CATALÀ D'ONCOLOGIA (ICO) L'HOSPITALET–HOSPITAL DURAN I REYNALS*

ALFREDO MONTES. *HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO (MAJAHONDA)*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA: MONTE CARLO EN APLICACIONES DE INTERÉS EN PR

MARTES 27 MAYO | 15:00–16:30 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: MERCE GINJAUME. *INVESTIGADORA.* UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CATALUÑA (*UPC)*

PEDRO ARCE. *INVESTIGADOR CIENTÍFICO EN LA UNIDAD DE APLICACIONES MÉDICAS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES, CIEMAT*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA: EVALUACIÓN DE DOSIS AL MEDIOAMBIENTE (I)

MARTES 27 MAYO | 15:00–16:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: MARGARITA HERRANZ SOLER. *CATEDRÁTICA DE UNIVERSIDAD. UPV/EHU*

ALMUDENA REAL GALLEGO. *JEFA DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE. DPTO DE MEDIO AMBIENTE, CIEMAT*

ALICIA ESCRIBANO NIETO. *INVESTIGADOR DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE. DPTO. DE MEDIO AMBIENTE, CIEMAT*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RT): GESTIÓN DE LAS REIRRADIACIONES EN RADIOTERAPIA

MARTES 27 MAYO | 17:00–18:30 | AUDITORIO SEFM

MODERA: NAIA PEREDA. *HOSPITAL UNIVERSITARIO DE BASURTO*

CLARA NAVARRO IBARRA. *ADJUNTO, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

MARCELINO HERMIDA. *MEDICAL PHYSICIST, HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON (BARCELONA)*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (MN): DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS

MARTES 27 MAYO | 17:00–18:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: DAVID SÁNCHEZ-ARTUÑEDO. *HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON (BARCELONA)*

PABLO MÍNGUEZ GABIÑA. *RADIOFÍSICO ADJUNTO HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES/GURUTZETA. BARAKALDO*

IRENE TORRES. *RADIOFÍSICA ADJUNTA, SERVICIO MEDICINA NUCLEAR H. U. Y POLITÉCNICO LA FE (VALENCIA)*

GABRIEL REYNÉS LLOMPART. *FÍSICA MEDICA INSTITUT CATALÀ D'ONCOLOGIA (ICO) L'HOSPITALET–HOSPITAL DURAN I REYNALS*

ALFREDO MONTES. *HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO (MAJAHONDA)*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RD): NUEVO PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA DIGITAL

MARTES 27 MAYO | 17:00–18:30 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: ANTONIO FRANCISCO GONZÁLEZ LÓPEZ. *HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA (MURCIA)*

JULIO ALMANSA. *FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA, HOSP. UNIVERSITARIO VIRGEN DE LAS NIEVES (GRANADA)*

JOSÉ ÁNGEL MERINO. *COMPLEJO HOSPITALARIO DE TOLEDO*

JORGE HERNÁNDEZ. *COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA: MONTE CARLO EN APLICACIONES DE INTERÉS EN PR

MARTES 27 MAYO | 17:00–18:30 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: MERCE GINJAUME. *INVESTIGADORA. UPC*

PEDRO ARCE. *INVESTIGADOR CIENTÍFICO EN LA UNIDAD DE APLICACIONES MÉDICAS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES, CIEMAT*

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA: EVALUACIÓN DE DOSIS AL MEDIOAMBIENTE (II)

MARTES 27 MAYO | 17:00–18:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: MARGARITA HERRANZ SOLER. *CATEDRÁTICA DE UNIVERSIDAD. UPV/EHU*

ALMUDENA REAL. *JEFA DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE. DPTO DE MEDIO AMBIENTE, CIEMAT*

ALICIA ESCRIBANO NIETO. *INVESTIGADOR DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE. DPTO. DE MEDIO AMBIENTE, CIEMAT*

MESA INAUGURAL

MARTES 27 MAYO | 19:00–19:30 | AUDITORIO SEFM

MODERA: **MARISA CHAPEL.** *PRESIDENTA DEL 9° CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR*

JUAN CARLOS LENTIJO LENTIJO. *PRESIDENTE DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

JUAN JOSÉ ALCALDE SAUGAR. *2° TTE ALCALDE, PORTAVOZ DEL GOBIERNO MUNICIPAL Y CONCEJAL DE HACIENDA, FONDOS EUROPEOS Y PARTICIPACIÓN CIUDADANA*

ALBERTO JARA SÁNCHEZ. *GERENTE DEL SESCAM*

MARUXA PÉREZ FERNÁNDEZ. *PRESIDENTA DE LA SEFM*

MARÍA ANTONIA LÓPEZ PONTE. *PRESIDENTA DE LA SEPR*

MARISA CHAPEL GÓMEZ. *PRESIDENTA* DEL 9° CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR

CHARLA PLENARIA: IMPACTO DE LA INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

MARTES 27 MAYO | 19:30–20:30 | AUDITORIO SEFM

MODERA: MARISA CHAPEL. *JEFE DE SERVICIO. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

JUAN ÁNGEL MOREJUDO. *DIRECTOR GERENTE, AGENCIA DE TRANSFORMACIÓN DIGITAL DE CASTILLA LA MANCHA*

CÓCTEL DE BIENVENIDA

MARTES 27 MAYO | 20:30–22:00 | FUNDACIÓN ROBERTO POLO

MIÉRCOLES 28 MAYO

	AUDITORIO SEFM	SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II	SALAS EL GRECO A SEFM III	SALAS EL GRECO B SEFM IV	SALA MIRADERO SEFM V	SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA	SALA TOLEDO SEPR
08:00	CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT): DOSIMETRÍA EN HACES DE ULTRA ALTA TASA DE DOSIS	CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD/RT): APLICACIÓN DE LOS TC DE ENERGÍA DUAL EN RADIOTERAPIA			CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN): RADIOBIOLOGÍA EN MEDICINA NUCLEAR PARA ENTENDER LAS CORRELACIONES DOSIS ABSORBIDA - EFECTO	CURSO DE AC-TUALIZACIÓN: DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA IN-TERVENCIONISTA	CURSO DE ACTUALIZACIÓN: DOSIMETRÍA DE RADÓN A PARTIR DE LA IMPLANTACIÓN DE LA ICRP 137
09:00	DEBATE: ¿QUÉ HAREMOS CON TANTOS CENTROS DE PROTONES?	ORALES RD I: DOSIMETRÍA DE PACIENTES I			ORALES MN I: DOSIMETRÍA DE PACIENTES I	ORALES C1: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO	SIMPOSIO: IMPLEMENTACIÓN DE LOS NUEVOS COEFICIENTES DE DOSIS POR EXPOSICIÓN INTERNA PARA TRABAJADORES EN CASO DE EXPOSICIÓN INTERNA EN EL LUGAR DE TRABAJO QUE ENTRAN EN VIGOR EN ESPAÑA EN 2025
09:45	MESA REDONDA (MN): DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS A NIVEL DE VÓXEL ¿ES FIABLE?	ORALES RT II.1: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS I	ORALES RT IV.2: GARANTÍA DE CALIDAD I	ORALES RT I: BRAQUI-TERAPIA I	ORALES RT V: DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN	MESA REDONDA: EL PLAN DE ACCIÓN PARA MEJORAR LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE	ORALES 1: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS
10:30	PAUSA CAFÉ | VISITA EXPOSICIÓN COMERCIAL (PLANTA -2 / ESPACIO ZOCODOVER) | VISITA E-PÓSTERES (PLANTA-1)						
11:30	SIMPOSIO (RD): TALLER SOBRE SISTEMAS DE GESTIÓN DE DOSIS. CASOS PRÁCTICOS	ORALES RT II.1: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS II	ORALES RT IV.2: GARANTÍA DE CALIDAD II	ORALES RT I: BRAQUI-TERAPIA II	REUNIÓN ASOCIACIONES DE PACIENTES	SEMIPLENARIA: ¿CÓMO HA EVOLUCIONADO FUKUSHIMA-DAIICHI EN LOS CATORCE AÑOS TRANSCURRIDOS DESDE EL ACCIDENTE? (SALA TOLEDO)	
12:30		ST: VARIAN. UNA NUEVA ERA EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE – VARIAN	ORALES C2: LEGISLACIÓN, ASPECTOS SOCIALES	JÓVENES SEFM	ST: CANON. APLICACIÓN DE DEEP LEARNING EN EL ESCANEO, MEJORA DE CALIDAD DE IMAGEN Y APOYO AL DIAGNÓSTICO MÉDICO: INNOVACIONES Y DESAFÍOS	ST: GE. PROYECTO CADI SAS. UN MODELO DE COLABORACIÓN PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS CT EN ANDALUCÍA	ORALES 2: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA
13:30	PAUSA ALMUERZO | VISITA EXPOSICIÓN COMERCIAL (PLANTA -2 / ESPACIO ZOCODOVER) | VISITA E-PÓSTERES (PLANTA-1)						
	14:30- 15:00 Exposición Breve E-Pósteres (Planta -1)						
15:00	MESA REDONDA (RD): ESTADO DE IMPLEMENTACIÓN Y RETOS DE LOS SISTEMAS DE GESTIÓN Y REGISTRO DE INDICADORES DE DOSIS EN EL ÁMBITO DE LA IMAGEN MÉDICA	SESIÓN DE PÓSTERES HTM ("HAZLO TÚ MISMO")	ORALES RT II.1: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATA-MIENTOS III	ORALES RD I: DOSIMETRÍA DE PACIENTES II	ORALES RT IV.3: APLICACIONES CLÍNICAS	ORALES C3: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO	SIMPOSIO: LA IA EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
16:00	SEMIPLENARIA: PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN DE LA SEFM (SALA AUDITORIO)					ORALES 3: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL	MESA REDONDA: ASIGNACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES. CIRCULAR CSN 6/23
17:00 - 18:00	ASAMBLEA SEFM (SALA AUDITORIO)						

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT): DOSIMETRÍA EN HACES DE ULTRA ALTA TASA DE DOSIS

MIÉRCOLES 28 MAYO | 08:00–09:00 | AUDITORIO SEFM

MODERA: PABLO CARRASCO DE FEZ. *DIRECTOR DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y RADIOPROTECCIÓN. HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU (BARCELONA)*

FAUSTINO GÓMEZ. *PROFESOR TITULAR UNIVERSIDAD, UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD/RT): APLICACIÓN DE LOS TC DE ENERGÍA DUAL EN RADIOTERAPIA

MIÉRCOLES 28 MAYO | 08:00–09:00 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: JUAN ANTONIO VERA-SÁNCHEZ. *ADJUNTO AL SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA. CENTRO DE PROTONTERAPIA QUIRONSALUD*

ENRIC FERNÁNDEZ-VELILLA. *HOSPITAL DEL MAR (BARCELONA)*

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN): RADIOBIOLOGÍA EN MEDICINA NUCLEAR PARA ENTENDER LAS CORRELACIONES DOSIS ABSORBIDA–EFECTO

MIÉRCOLES 28 MAYO | 08:00–09:00 | SALA MIRADERO SEFM V

MODERA: PABLO MÍNGUEZ GABIÑA. *RADIOFÍSICO ADJUNTO. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES/GURUTZETA. BARAKALDO*

DAMIÁN GUIRADO. *HOSPIITAL UNIVERSITARIO CLÍNICO SAN CECILIO (GRANADA)*

IRENE TORRES. *RADIOFÍSICA ADJUNTA, SERVICIO MEDICINA NUCLEAR H. U. Y POLITÉCNICO LA FE (VALENCIA)*

CURSO DE ACTUALIZACIÓN: DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

MIÉRCOLES 28 MAYO | 08:00–09:00 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: MARÍA AMOR DUCH. *INSTITUT DE TÈCNIQUES ENERGÈTIQUES. UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA*

MARÍA AMOR DUCH. *INSTITUT DE TÈCNIQUES ENERGÈTIQUES. UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA*

ROBERTO MARIANO SÁNCHEZ CASANUEVA. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS (MADRID)*

CURSO DE ACTUALIZACIÓN: DOSIMETRÍA DE RADÓN A PARTIR DE LA IMPLANTACIÓN DE LA ICRP 137

MIÉRCOLES 28 MAYO | 08:00–09:00 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: LLUÍS FONT GUITERAS. *PROFESOR TITULAR. UAB*

ARTURO VARGAS. *DIRECTOR DEL INSTITUTO DE TÉCNICAS ENERGÉTICAS UPC*

DEBATE ¿QUÉ HAREMOS CON TANTOS CENTROS DE PROTONES?

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:00–09:45 | AUDITORIO SEFM

MODERA: DANIEL ALEJANDRO MAZAL. *DIRECTOR TÉCNICO Y JEFE DE SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA. HOSPITAL UNIVERSITARIO QUIRÓNSALUD MADRID*

DANIEL ZUCCA APARICIO. *SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. HOSPITAL UNIVERSITARIO HM SANCHINARRO, MADRID.*

ANTONIO JOSÉ CONDE MORENO. JEFE DE SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA. HOSPITAL UNIVERSITARIO Y POLITÉCNICO LA FE (VALENCIA)

ORALES RD I: DOSIMETRÍA DE PACIENTES I

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:00–09:45 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: JOSÉ ÁNGEL MERINO. *RADIOFÍSICO ADJUNTO, COMPLEJO HOSPITALARIO DE TOLEDO*

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN CT POR COMPARACIÓN DE PROTOCOLOS

EVALUACIÓN DE DOSIS EN MAMOGRAFÍA EN HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE CIUDAD REAL (HGUCR) Y COMPARACIÓN CON NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO (NRD) EN ESPAÑA

ELENA ZAMBRANO SALAS. *RESIDENTE R1, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE CIUDAD REAL*

IMPACTO DE LA CORRECCIÓN DE LA CAPA HEMIRREDUCTORA EN EL CÁLCULO DE LA DOSIS GLANDULAR EN MAMOGRAFÍA SEGÚN EL TG282/WG

MIREN LAMAISON VIDARTE. *R3, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

UN PROTOTIPO DE SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS PARA LA DOSIS OCUPACIONAL EN PRÁCTICAS INTERVENCIONISTAS.

ROBERTO MARIANO SÁNCHEZ CASANUEVA. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS (MADRID)*

ORALES MN I: DOSIMETRÍA DE PACIENTES I

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:00–09:45 | SALA MIRADERO SEFM V

MODERA:JOSEP M. MARTÍ. *JEFE DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

IMPACTO DE LA CINÉTICA DE UNIÓN E INTERNALIZACIÓN DE UN RADIOFÁRMACO EN EXPERIMENTOS IN VITRO

DANIEL SUÁREZ GARCÍA. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO, UNIVERSIDAD DE SEVILLA*

ESTUDIO DE UNIFORMIDAD DE LA APLICACIÓN DE RE-188 PARA CÁNCER DE PIEL NO MELANOMA

PEDRO RETORTA. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, HU 12 DE OCTUBRE (MADRID)*

MEDIDAS DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DE RE-188 PARA TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PIEL NO MELANOMA

PEDRO RETORTA. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, HU 12 DE OCTUBRE (MADRID)*

AJUSTE Y EVALUACIÓN DE LA ESCALA CENTILOIDE PARA [18F]FLUTEMETAMOL EN CORTEXID

FRANCISCO MIGUEL CAMBA CAPITÁN. *RESIDENTE (R2), HOSPITAL UNIVERSITARI DE BELLVITGE-INSTITUT CATALÀ D'ONCOLOGIA (ICO)*

VALIDEZ DE LOS CÁLCULOS DOSIMÉTRICOS BASADOS EN UN SOLO PUNTO TEMPORAL EN TRATAMIENTOS DE LU-177-DOTATATE

AITOR FERNANDEZ IGLESIAS. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

ORALES C1 SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:00–09:45 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: EVA CORREDOIRA SILVA. *JEFE DE SERVICIO. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GUADALAJARA*

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE TRABAJADORES EXPUESTOS EN TRATAMIENTOS CON RENIO-188

MARÍA INMACULADA MARTÍN FONTÁN. *RESIDENTE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE*

ABORDAJE MULTIDISCIPLINAR DE UNA EXTRAVASACIÓN DURANTE LA ADMINISTRACIÓN DE 177LU

CARLOS ANDRÉS. *LICENCIADO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID*

ESTIMACIÓN DE DOSIS FETAL PARA TRATAMIENTOS CON CAMPOS TANGENCIALES EN MAMA, CASO CLÍNICO.

JORDI TARRATS-ROSELL. *RESIDENTE 3, SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA, HOSPITAL CLÍNIC DE BARCELONA*

SIMULACIÓN DE IMÁGENES MAMOGRÁFICAS DIGITALES USANDO GAMOS

FRANCISCO RAFAEL LOZANO MARTÍNEZ. *RADIOFÍSICO, HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE*

DISEÑO DE UNA NUEVA CALIBRACIÓN ESTEQUIOMÉTRICA PARA IMÁGENES CT DE DOBLE ENERGÍA BASADO EN UN MODELO FÍSICO

JUAN ANTONIO VERA-SÁNCHEZ. *ADJUNTO AL SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA, CENTRO DE PROTONTERAPIA QUIRONSALUD*

SIMPOSIO: IMPLEMENTACIÓN DE LOS NUEVOS COEFICIENTES DE DOSIS POR EXPOSICIÓN INTERNA PARA TRABAJADORES EN CASO DE EXPOSICIÓN INTERNA EN EL LUGAR DE TRABAJO QUE ENTRAN EN VIGOR EN ESPAÑA EN 2025

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:00–09:45 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: ISABEL VILLANUEVA. *SUB-DIRECTORA. CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

MARÍA ANTONIA LÓPEZ. *PRESIDENTA SEPR, CIEMAT*

ANGEL FELEZ JUSTES. *JEFE DEL SERVICIO DE DOSIMETRÍA PESONAL, NUCLENOR*

JESÚS RUIZ GONZÁLEZ. *RESPONSABLE DEL SERVICIO DE DOSIMETRÍA PERSONAL INTERNA DE TECNATOM, WESTINGHOUSE*

MESA REDONDA (MN): DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS A NIVEL DE VÓXEL ¿ES FIABLE?

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:45–10:30 | AUDITORIO SEFM

MODERA: PABLO MÍNGUEZ GABIÑA. *RADIOFÍSICO ADJUNTO. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES/GURUTZETA. BARAKALDO*

GABRIEL REYNÉS LLOMPART. *FÍSICA MEDICA, INSTITUT CATALÀ D'ONCOLOGIA (ICO) L'HOSPITALET–HOSPITAL DURAN I REYNALS*

VERÓNICA MORÁN. *JEFA DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA E IMAGEN MÉDICA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (MADRID)*

ORALES RT II.1: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS I

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:45–10:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: FRANCISCO CLEMENTE GUTIÉRREZ. *JEFE DE SECCIÓN. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

PROTOCOLO DE REIRRADIACIONES EN CÁNCER DE PULMÓN: ESTUDIO RETROSPECTIVO

ALBERTO ANGULO SANTOS. *RESIDENTE, INSTITUTO VALENCIANO DE ONCOLOGÍA*

DOSIMETRÍA IN-VIVO DE TRÁNSITO COMO INDICADOR DE CALIDAD PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

CRISTINA ANSÓN MARCOS. *ADJUNTA, HOSPITAL SANTA CREU I SANT PAU*

FLIP-HEDOS: UN MÉTODO ESPECÍFICO PARA CADA PACIENTE COMBINADO CON UN MODELO HEMODINÁMICO ESTOCÁSTICO PARA CUANTIFICAR DOSIS EN SANGRE CIRCULANTE DURANTE LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA.

MARINA GARCÍA-CARDOSA. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO, DEPARTAMENTO DE FÍSICA Y MATEMÁTICA APLICADA, FACULTAD DE CIENCIAS, UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

COMISIONADO Y EVALUACIÓN DE UN NUEVO ALGORITMO DE MODELADO DE COLIMADOR MULTILÁMINA EN UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE RADIOTERAPIA EXTERNA

MANUEL ÁNGEL BENITO BEJARANO. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, COMPLEJO ASISTENCIAL DE ZAMORA, GERENCIA REGIONAL DE SALUD DE CASTILLA Y LEÓN (SACYL), ZAMORA (ES)*

ORALES RT IV.2: GARANTÍA DE CALIDAD I

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:45–10:30 | SALAS EL GRECO A SEFM II

MODERA: MARÍA AMOR DUCH. *INSTITUT DE TÈCNIQUES ENERGÈTIQUES. UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA*

MODELIZACIÓN Y VERIFICACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS EN PROTONTERAPIA EN PRESENCIA DE IMPLANTES METÁLICOS

JUAN MARIA PEREZ MORENO. *RADIOFISICO HOSPITALARIO, CENTRO DE PROTONTERAPIA QUIRONSALUD*

REPERCUSIÓN CUTÁNEA EN LA UTILIZACIÓN DE EXPANSORES TISULARES EN PACIENTES MASTECTOMIZADAS IRRADIADAS POR CÁNCER DE MAMA: ANÁLISIS CON IMÁGENES DE PERFUSIÓN POR LÁSER DOPPLER

CARLOS MAURICIO GALINDO GONZÁLEZ. *BECARIO, UNIVERSITAT DE VALÈNCIA*

EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD TEMPORAL DEL QA DIARIO DE UN EQUIPO DE PROTONTERAPIA UTILIZANDO QATRACK+

ANA GARCIA SANZ. *ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA, HOSPITAL CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

EVALUACIÓN LONGITUDINAL DEL CONTROL DE CALIDAD DIARIO DEL MRI EN UN MR-LINAC UNITY

GIORGIA YANG. *RESIDENTE HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ*

ORALES RT I: BRAQUITERAPIA I

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:45–10:30 | SALAS EL GRECO B SEFM IV

LA DOSIS UNIFORME EQUIVALENTE COMO PREDICTOR DEL CONTROL TUMORAL EN LA BRAQUITERAPIA DE BAJA TASA DE DOSIS DE LA PRÓSTATA

JOSE ANTONIO GUERRERO BLANCA. *RESIDENTE DE 2° AÑO, HOSPITAL UNIVERSITARIO CLÍNICO SAN CECILIO*

DERIVA TEMPORAL EN LAS MEDIDAS DE LA INTENSIDAD DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA: UN ANÁLISIS MULTICÉNTRICO DE BRAPHYQS

JAVIER VIJANDE ASENJO. *CATEDRATICO, UNIVERSIDAD DE VALENCIA*

SERVICIO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE POZO PARA BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA

DIEGO MIGUEL GONZÁLEZ CASTAÑO. *RESPONSABLE, LABORATORIO DE RADIOFÍSICA*

BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA EN EL CÁNCER DE CÉRVIX EN ESTADÍOS TEMPRANOS: UN ESTUDIO MULTICÉNTRICO

SERGIO LOZARES CORDERO. *ADJUNTO, HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET*

ORALES RT V: DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:45–10:30 | SALA MIRADERO SEFM V

MODERA: FAUSTINO GÓMEZ. *PROFESOR TITULAR UNIVERSIDAD. UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

CORRECCIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS ABSOLUTA EN HACES FFF: ESTUDIO DEL FACTOR KVOL

CALORÍMETRO DE GRAFITO PORTÁTIL PARA DOSIMETRÍA DE REFERENCIA IN SITU Y CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN EL HAZ DEL USUARIO

NICOLAS GÓMEZ FERNÁNDEZ. *TÉCNICO SUPERIOR DE APOYO A LA INVESTIGACIÓN, LABORATORIO DE RADIOFÍSICA (USC)*

DOSIMETROS DE CARBURO DE SILICIO RESISTENTES A LA RADIACIÓN PARA RADIOTERAPIA DE PROTONES Y FLASH

IVAN LOPEZ PAZ. *INVESTIGADOR POST-DOCTORAL, INSTITUTO DE MICROELECTRÓNICA DE BARCELONA (IMB-CNM, CSIC)*

ESTUDIO DOSIMÉTRICO EN UNA NUEVA TÉCNICA OPTIMIZADA DE RADIOTERAPIA CON FRACCIONAMIENTO ESPACIAL: RADIOTERAPIA MINIGRID

EVA GONZÁLEZ KÖLMEL. *R3, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE SANTIAGO*

MESA REDONDA: EL PLAN DE ACCIÓN PARA MEJORAR LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:45–10:30 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: RAUL RAMIREZ. *JEFE DE SECCION DE COOPERACION TECNICA PARA AMERICA LATINA Y EL CARIBE OIEA INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY*

EDUARDO MEDINA GIRONZINI. *PRESIDENTE DE LA FEDERACIÓN DE RADIOPROTECCIÓN DE AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE–FRALC PRESIDENTE DE LA SOCIEDAD PERUANA DE RADIOPROTECCIÓN–SPR SOCIO DE HONOR DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, FEDERACIÓN DE RADIOPROTECCIÓN DE AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE–FRALC*

RONALD PACHECO. *INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY*

MARÍA ANTONIA LÓPEZ. *PRESIDENTA SEPR, CIEMAT*

ORALES 1: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

MIÉRCOLES 28 MAYO | 09:45–10:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: CARLOS SAINZ. *CATEDRÁTICO DE UNIVERSIDAD DE CANTABRIA. FACULTAD DE MEDICINA*

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE LUGARES DE TRABAJO CON CONDICIONES AMBIENTALES EXTREMAS (PROYECTO RADOSIS)

LLUÍS FONT GUITERAS. *PROFESOR TITULAR UAB*

DESARROLLO DE UN NUEVO PROCEDIMIENTO MATEMÁTICO PARA LA MEDIDA DEL COEFICIENTE DE DIFUSIÓN DEL RADÓN; APLICACIÓN A PASTAS DE CEMENTO CON MATERIAL RECICLADO

ELENA CASTAÑO CASCO. *PERSONAL INVESTIGADOR PREDOCTORAL UNIVERSIDAD DE HUELVA*

ESTUDIO EXPERIMENTAL DEL TRANSPORTE DE GAS RADÓN POR LIXIVIACIÓN EN BALSAS DE RESIDUOS FOSFATADOS

CRISTINA TRULL HERNANDIS. *INVESTIGADOR PREDOCTORAL INSTITUTO UNIVERSITARIO DE SEGURIDAD INDUSTRIAL, RADIOFÍSICA Y MEDIOAMBIENTAL (ISIRYM), UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA*

ANÁLISIS DE LAS RECOMENDACIONES ICRP SOBRE REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

ALICIA ALVAREZ. *INVESTIGADORA CIENTÍFICA CIEMAT*

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN

MIREIA PÉREZ BAEZA. *TÉCNICO SUPERIOR CON GRADO DOCTOR LABORATORIO DE RADIACTIVIDAD AMBIENTAL DE LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA (LRA-UPV)*

SIMPOSIO (RD): TALLER SOBRE SISTEMAS DE GESTIÓN DE DOSIS. CASOS PRÁCTICOS

MIÉRCOLES 28 MAYO | 11:30–12:30 | AUDITORIO SEFM

MODERA: ROBERTO MARIANO SÁNCHEZ CASANUEVA. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA. HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS (MADRID)*

MARTA BARCELÓ PAGÈS. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU (BARCELONA)*

DAVID GARCIA RIÑON. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ (MADRID)*

ORALES RT II.1: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS II

MIÉRCOLES 28 MAYO | 11:30–12:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: MIGUEL ÁNGEL DÍEZ GALLEGO. *RADIOFÍSICO. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

RADIOTERAPIA EN CÁNCER DE MAMA CON SIMULACIÓN EN DECÚBITO PRONO: TANGENTIAL FIELD-IMRT VS 3D

GUILLERMO VEIGUELA PRADO. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS*

MEDIDA DEL CTDI EN EXPLORACIONES CBCT

USO DETECTORES CENTELLO EXRADIN W2 PARA PATIENT-SPECIFIC QUALITY ASSURANCE (PSQA) PARA CAMPOS PEQUEÑOS VMAT

PATRICIA SÁNCHEZ RUBIO. *FACULTATIVO, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA*

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE LA TBI-VMAT PEDIÁTRICA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON

PAU GUARDIOLA-ZARAGOZA. *RESIDENTE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON*

SBRT GUIADA POR IMAGEN FUNCIONAL CON INTENSIFICACIÓN DE DOSIS FOCAL PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE PRÓSTATA: PRIMEROS RESULTADOS DOSIMÉTRICOS (ENSAYO CLÍNICO FASE II SAFO, ID CLINICALTRIALS.GOV: NCT05919524)

PABLO CASTRO TEJERO. *ADJUNTO RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE LA PRINCESA*

DOSIS NEUTRÓNICA RECIBIDA POR PACIENTES PEDIÁTRICOS EN TRATAMIENTOS CRANIOESPINALES EN PROTONTERAPIA.

MAITE ROMERO EXPÓSITO. *INVESTIGADOR, SKANDION CLINIC*

ORALES RT IV.2: GARANTÍA DE CALIDAD II

MIÉRCOLES 28 MAYO | 11:30–12:30 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: TERESA CUENCA BANDÍN. *A2. CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA. NAVARRA.*

EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN GEOMÉTRICA Y DOSIMÉTRICA EN EL TRATAMIENTO DEL TRIGÉMINO CON COLIMADORES CÓNICOS EN TRUEBEAM: UN ESTUDIO END-TO-END CON BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC Y PELÍCULAS EBT-XD

JAIME REVERTER PÉREZ. *R2, HOSPITAL DO MEIXOEIRO DE VIGO*

CUANTIFICACIÓN DEL EFECTO INTERPLAY EN LA ACUMULACIÓN DE DOSIS 4D PARA TUMORES MÓVILES EN PROTONTERAPIA

ALBA MENESES FELIPE. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO, UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

CARACTERIZACIÓN Y COMISIONADO DE UN ESCÁNER ÓPTICO 3D PARA APLICACIONES CLÍNICAS EN RADIOTERAPIA

JAVIER OCHOA CAPARRÓS. *RESIDENTE, CONSORCIO HOSPITALARIO PROVINCIAL CASTELLÓN*

IMPACTO DEL RUIDO DE LAS IMÁGENES DE TC EN EL CÁLCULO DEL RANGO EN LA TERAPIA CON PROTONES

ALICIA GONZALEZ POSE. *RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL CÁLCULO DE SESIONES DE ART SOBRE DIFERENTES IMÁGENES SINTÉTICAS GENERADAS EN ETHOS Y RAYSTATION

RODRIGO VICENTE BERNAL. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

EXACTITUD DEL CÁLCULO DE ROTACIONES PARA EL POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE EN EL SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC

SERGI SERRANO RUEDA. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, HOSPITAL CLÍNIC DE BARCELONA*

ORALES RT I: BRAQUITERAPIA II

MIÉRCOLES 28 MAYO | 11:30–12:30 | SALAS EL GRECO B SEFM IV

MODERA: ANA MARÍA TORNERO LÓPEZ. *RADIOFÍSICA ADJUNTA DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DR. NEGRÍN GRAN CANARIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO DR. NEGRÍN GRAN CANARIA.*

DETECTORES DE CARBURO DE SILICIO PARA DOSIMETRÍA EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON FUENTES DE 192IR

DIEGO ROSICH VELARDE. *INVESTIGADOR PREDOCTORAL, INSTITUTO DE FÍSICA DE CANTABRIA*

¿PLANIFICACIÓN INVERSA EN BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX? DOSIMETRÍA Y ROBUSTEZ FRENTE A PLANIFICACIÓN DIRECTA

ANTONIO GAÑÁN MORA. *RESIDENTE DE FÍSICA MÉDICA, HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS*

CÁLCULO SECUNDARIO UNIFICADO EN BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA CON RU-106 / I-125.

IVÁN ALONSO DELGADO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ*

CONSIDERACIONES EN LA RECONSTRUCCIÓN DE CATÉTERES DE TITANIO EN RM UTILIZANDO UN POLLO COMO MANIQUÍ

VICTORIA EUGENIA MORATO GARCIA. *F.E.A. RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL DR. NEGRIN*

IMPLEMENTACIÓN DE UNA HERRAMIENTA GEANT4 PARA LA REDUCCIÓN DE VARIANZA EN EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO CON UNA FUENTE IR-192 HDR

ALVARO PERALES MOLINA. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO*

IMPACTO DOSIMÉTRICO DE MODELOS FÍSICOS DE MONTE CARLO EN SIMULACIONES DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA

CHRISTIAN VALDES.

JAVIER VIJANDE ASENJO. *CATEDRATICO, UNIVERSIDAD DE VALENCIA*

REUNIÓN ASOCIACIONES DE PACIENTES

MIÉRCOLES 28 MAYO | 11:30–12:30 | SALA MIRADERO SEFM V

MODERA: JAIME PÉREZ-ALIJA. *ADJUNTO HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU*

MODERA: CARMEN RUIZ MORALES. *RADIOFISICA ADJUNTA HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL HIERRO*

EVA LOZANO

MARTA BLANCO. *RESPONSABLE DE ASUNTOS MÉDICOS.*

SERGIO LOZARES CORDERO. *ADJUNTO HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET*

SEMIPLENARIA ¿CÓMO HA EVOLUCIONADO FUKUSHIMA-DAIICHI EN LOS CATORCE AÑOS TRANSCURRIDOS DESDE EL ACCIDENTE?

MIÉRCOLES 28 MAYO | 11:30–12:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: EDUARDO GALLEGO. *CATEDRÁTICO DE INGENIERÍA NUCLEAR. DEPARTAMENTO ING. ENERGÉTICA. ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES. UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID.*

RODOLFO CRUZ SUAREZ. *JEFE DE LOS SERVICIOS TECNICOS DE SEGURIDAD RADIOLOGICA, ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA*

ST: VARIAN
UNA NUEVA ERA EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE – VARIAN

MIÉRCOLES 28 MAYO | 12:30–13:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

ORALES C2 LEGISLACIÓN, ASPECTOS SOCIALES

MIÉRCOLES 28 MAYO | 12:30–13:30 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: RODOLFO CRUZ SUAREZ. *JEFE DE LOS SERVICIOS TECNICOS DE SEGURIDAD RADIOLOGICA. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA*

PROGRAMA FORMATIVO PARA SUPERVISORES Y OPERADORES DEL CAMPO DE APLICACIÓN DE PROTONTERAPIA

JOSEP M. MARTÍ. JEFE DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

OBTENCIÓN DE APRECIACIÓN FAVORABLE DEL ESTUDIO DE SEGURIDAD PARA AUTORIZACIÓN DE INSTALACIONES RADIACTIVAS DE PROTONTERAPIA EN ESPAÑA CON SISTEMAS IBA PROTEUS®ONE

ALBERTO BÁGUENA ORTEGA. *JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, CONTECSAN SLU*

CIENCIA CIUDADANA Y RADÓN EN LAS ESCUELAS DE CATALUÑA (RASCLET)

CLAUDIA GROSSI. *AYUDANTE DOCTOR, UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA*

ANÁLISIS DE POSIBLES CONFLICTOS ANTE LA SITUACIÓN DE EMBARAZO EN TRABAJADORAS EXPUESTAS DESDE EL PUNTO DE VISTA DE LA BIOÉTICA

MARIA JOSÉ BÉJAR NAVARRO. *FACULTATIVA ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO RAMÓN Y CAJAL*

POTENCIANDO LA CONCIENCIACIÓN DE LOS PACIENTES SOBRE LA FÍSICA MÉDICA MEDIANTE LA COLABORACIÓN CON ASOCIACIONES DE PACIENTES ONCOLÓGICOS

SERGIO LOZARES CORDERO. *ADJUNTO, HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET*

ANÁLISIS DE LOS RECURSOS HUMANOS EN LOS SERVICIOS DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LOS HOSPITALES PÚBLICOS DEL SERGAS

ANA GARCÍA PÉREZ. *FACULTATIVA ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO LUCUS AUGUSTI*

PARTICIPACIÓN ESPAÑOLA EN EL COMITÉ CIENTÍFICO DE NACIONES UNIDAS SOBRE LOS EFECTOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES (UNSCEAR)

ANA HERNÁNDEZ ÁLVAREZ. *REPRESENTANTE NACIONAL DE ESPAÑA, UNSCEAR. CSN.*

JÓVENES SEFM

MIÉRCOLES 28 MAYO | 12:30–13:30 | SALAS EL GRECO B SEFM IV

ST: CANON
APLICACIÓN DE DEEP LEARNING EN EL ESCANEO, MEJORA DE CALIDAD DE IMAGEN Y APOYO AL DIAGNÓSTICO MÉDICO: INNOVACIONES Y DESAFÍOS.

MIÉRCOLES 28 MAYO | 12:30–13:30 | SALA MIRADERO SEFM V

ST: GE
PROYECTO CADI SAS. UN MODELO DE COLABORACIÓN PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS CT EN ANDALUCÍA.

MIÉRCOLES 28 MAYO | 12:30–13:30 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

ORALES 2: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

MIÉRCOLES 28 MAYO | 12:30–13:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: ANNA CAMP BRUNÉS. *INVESTIGADORA, TÉCNICA DE LABORATORIO.. INSTITUT DE TÈCNIQUES ENERGÈTIQUES–UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA*

EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA DE UN DOSÍMETRO ELECTRÓNICO FRENTE A UN DOSÍMETRO PASIVO EN CAMPOS DISPERSOS DE RADIACIÓN PULSADA

MARÍA MARTORELL RUIZ. *RESIDENTE, HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS*

BUNSHI: SIMULACIÓN MONTE CARLO APLICADA A LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA

ALBERTO ARTECHE GONZÁLEZ. *INVESTIGADOR CONTRARADO CSIC, INSTITUTO DE FÍSICA DE CANTABRIA (IFCA)*

CARACTERIZACIÓN DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT4 PARA SU USO EN DOSIMETRÍA ABSOLUTA

RUBÉN CHILLIDA REY. *RESIDENTE DE TERCER AÑO, HOSPITAL UNIVERSITARIO RAMÓN Y CAJAL*

EXACTITUD Y ESTABILIDAD DOSIMÉTRICA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN UTILIZADAS EN RADIOTERAPIA

RUTH RODRÍGUEZ ROMERO. *ADJUNTA ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO-MAJADAHONDA*

DISEÑO, FABRICACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE UN DOSÍMETRO DE NEUTRONES BASADO EN DETECTORES CLYC PARA USO EN PROTONTERAPIA

JULIO PLAZA DEL OLMO. *INVESTIGADOR, CENTRO DE INVESTIGACIONES ENERGÉTICAS MEDIOAMBIENTALES Y TECNOLÓGICAS (CIEMAT)*

ESTUDIO DOSIMÉTRICO QUE RESPALDA LA NECESIDAD DE IMPLEMENTAR UN DISPENSADOR ROBOTIZADO EN LOS SERVICIOS DE MEDICINA NUCLEAR

NAGORE GARCIA APELLANIZ. *FACULTATIVA ESPECIALISTA DE ÁREA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL DONOSTIA–ONKOLOGIKOA*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P1

MIÉRCOLES 28 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: ÁLVARO LUJÁN EXPÓSITO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA ADJUNTO HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA*

RELACIÓN ENTRE ACTIVIDAD DE PRESCRIPCIÓN Y DOSIS ABSORBIDA EN TRATAMIENTOS DE CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES CON I-131

ÁLVARO LUJÁN EXPÓSITO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA ADJUNTO HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA*

VERIFICACIÓN DE UNA APLICACIÓN COMERCIAL DE CÁLCULO DE DOSIS EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN DE HEPATOCARCINOMAS CON MICROESFERAS DE Y-90

RAÚL SÁNCHEZ LÓPEZ. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ*

COMPARACIÓN DE DOSIS ABSORBIDAS EN PET MEDIANTE DOSIMETRÍA BASADA EN MODELOS Y DOSIMETRÍA PACIENTE ESPECÍFICA

SOBRE LA POSIBILIDAD DE BIOPSIAR UNA MASA TUMORAL TRAS LA ADMINISTRACIÓN DE UNA TERAPIA METABÓLICA

ANA BELEN MORCILLO GARCIA. *FACULTATIVO HGU GREGORIO MARAÑÓN*

IMPACTO DE LOS PARÁMETROS DE RECONSTRUCCIÓN DE IMAGEN PET EN LA ACTIVIDAD TOTAL RECUPERADA EN RADIOEMBOLIZACIÓN CON 90Y

IAGO MOSQUERA CEREIJO. *RESIDENTE HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALENCIA*

IMPACTO DE LOS ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN EN LA CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN Y CUANTIFICACIÓN DEL SUV EN PET-CT EN PRESENCIA DE ARTEFACTOS METÁLICOS

MARTA FERRER APARICIO. *F.E.A. DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA HOSPITAL VIRGEN DE LA LUZ*

EFECTO DE LA ANCHURA DEL FILTRO DE RECONSTRUCCIÓN TOMOGRÁFICA EN LOS COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD.

BEATRIZ CASASOLA MUÑOZ. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HUPM. HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR*

SIMULACIÓN DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MAA-TC99M. COMPARACIÓN 2D Y VÓXEL DE SHUNT HEPATO-PULMONAR (SHP)

DANIEL BLASCO AVELLANEDA. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA*

A RAIZ DE UN CASO CLÍNICO: LA IMPORTANCIA DE SUSPENDER LA LACTANCIA MATERNA ANTES DE UNA TERAPIA METABÓLICA

ANA BELEN MORCILLO GARCIA. *FACULTATIVO HGU GREGORIO MARAÑÓN*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P2

MIÉRCOLES 28 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: SILVIA FERNÁNDEZ CEREZO. *ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS*

VALIDACIÓN DEL SISTEMA HYPERSIGHT DE VARIAN EN LAS IMÁGENES DE KV CBCT PARA USO CLÍNICO EN PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

PEDRO ADAIMI HERNÁNDEZ. *RADIOFISICO, HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE*

IMPACTO DOSIMÉTRICO Y DETECTABILIDAD DE ERRORES EN EL POSICIONAMIENTO DEL MLC EN PLANES DE SBRT

PABLO LÓPEZ EXPÓSITO. *R2 RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO NUESTRA SEÑORA DE LA CANDELARIA*

COMPARACIÓN DE HERRAMIENTAS DE CONTORNEO AUTOMÁTICO MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

JAVIER SÁNCHEZ JIMÉNEZ. *JEFE DE SERVICIO DE RADIOFÍSICA, COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE BURGOS*

VERIFICACIÓN DE LA EVALUACIÓN DEL ÍNDICE GAMMA 3D EN DOSECHECK

EDUARDO RUIZ GARCÍA. *RESIDENTE DE TERCER AÑO, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE CIUDAD REAL*

MÉTODOS DE COMPENSACIÓN DE DOSIS BIOLÓGICA EQUIVALENTE EN TRATAMIENTOS INTERRUMPIDOS DE CABEZA Y CUELLO

MARTA SANCHEZ CASI. *RADIOFISICA HOSPITAL MIGUEL SERVET*

CLASIFICACIÓN DE PACIENTES PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE CBCT DE PELVIS EN IGRT

ALEJANDRO DOMÍNGUEZ PEREA. *RESIDENTE 3º AÑO, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU*

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEBIDO A INCERTIDUMBRES DE OBSERVADOR EN TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA CON APLICADORES COMS

JULIEN ALCAIDE DE WANDELEER. *RESIDENTE RADIOFISICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO Y POLITECNICO LA FE*

EL FILTRADO SIMPLE NO ES SUFICIENTE PARA ELIMINAR LA CONTAMINACIÓN DE LUZ CERENKOV DE CENTELLEADORES CON FIBRA ÓPTICA CONVENCIONAL CON FUENTE DE BRAQUITERAPIA HDR DE CO-60

SILVIA FERNÁNDEZ CEREZO. *RADIOFÍSICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS*

AUTOMATIZACIÓN DE LA VERIFICACIÓN DE LAS POSICIONES DE PERMANENCIA EN EL APLICADOR GINECOLÓGICO VENEZIA™

ANTONIO HERREROS MARTÍNEZ. *CONSULTOR, HOSPITAL CLÍNIC BARCELONA*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P3

MIÉRCOLES 28 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: EVA GONZÁLEZ KÖLMEL. *R3. HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE SANTIAGO*

COMISIONADO DE ELEMENTS V4.0 A PARTIR DE UN CONJUNTO REDUCIDO DE MEDIDAS. COMPARACION DE CALCULO CON ECLIPSE V15 EN PACIENTES REALES

ANA ROSA APARICIO MARTÍN. *RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARO DELEÓN*

MEDIDAS DE DOSIS AMBIENTAL DE NEUTRONES EN CAMPOS DE RADIACIÓN PULSADOS, DE ALTA ENERGÍA E INSTALACIONES DE TERAPIA HADRÓNICA: PROYECTO LINREM

ARIEL ESTEBAN TARIFEÑO SALDIVIA. *INVESTIGADOR INSTITUTO DE FÍSICA CORPUSCULAR (IFIC), CSIC - UNIV. VALENCIA (UV), E-46071, VALENCIA, SPAIN*

BENEDETTA BRUSASCO. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO EN EN INGENIERÍA NUCLEAR Y DE LAS RADIACIONES IONIZANTES UNIVERSITAT POLITECNICA DE CATALUNYA - UPC*

ESTIMACIÓN DE LA PROBABILIDAD DE CONTROL TUMORAL (PCT), CONSIDERANDO EL EFECTO VOLUMEN PARA TUMORES OTORRINOLARINGOLOGÍA (ORL)

MARIO LEONOR YUSTE. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, GENESISCARE GUADALAJARA*

METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN DE SISTEMA REDUNDANTE DE CÁLCULO DE DOSIS SCIMOCA

ENRIQUE CANO IGLESIAS. *ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HC MARBELLA Y HOSPITAL UNIVERSITARIO REINA SOFÍA*

EXPERIENCIA EN TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA CON ESQUEMA FAST FORWARD PARA TRATAR MAMA COMPLETA Y GANGLIOS REGIONALES

GEMA MUÑIZ ROMERO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO*

COMPARACIÓN DE DOSIMETRÍAS EN METÁSTASIS CEREBRALES PLANIFICADAS CON ALE Y GAMMA KNIFE

RAÚL PASCUAL PÉREZ. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNIC UNIVERSITARI DE VALENCIA*

ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE 2 MODELOS DE CÁLCULO INDEPENDIENTE

MANUEL GARCÍA REYES. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, HOSPITAL UNIVERSITARIO JEREZ DE LA FRONTERA*

ANÁLISIS DE LOS NTCP EN RECTO PARA TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA EN PRECISION

LYDIA PÉREZ RIOS. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR*

EVALUACIÓN DE ÍNDICES DE COMPLEJIDAD Y RELACIÓN CON MEDIDAS DE QA DE PACIENTES

DAVID MARTINEZ BARRIO. *COORDINADOR AREA RADIOTERAPIA, HOSPITAL CLINICO SAN CARLOS*

OPTIMIZACIÓN DEL PARÁMETRO DLG Y ANÁLISIS DE SU IMPACTO EN PLANES CLÍNICOS EN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSETM

EVA GONZÁLEZ KÖLMEL. *R3, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE SANTIAGO*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P4

MIÉRCOLES 28 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: MERCE GINJAUME. *INVESTIGADORA. UPC*

EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES DOSIMÉTRICAS DE LIF:MG,TI MEDIANTE IRRADIACIÓN CON UN LINAC

LUCÍA GARCÍA DEL DEDO. *TÉCNICA EN EL SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, CENTRO DE LÁSERES PULSADOS "CLPU"*

PROYECTO EURAMET GUIDERADPROS: ARMONIZACIÓN, ACTUALIZACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE LA NORMA ISO 4037 DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA FOTONES DE RAYOS X

CRISTINA GARCÍA MULAS. *INVESTIGADORA LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGÍA DE RADIACIONES IONIZANTES, CIEMAT*

RESOLUCIÓN DEL MODELO BIOCINÉTICO DE LOS ELEMENTOS LANTÁNIDOS INCLUIDOS EN ICRP141. EVALUACIÓN DE BIOENSAYOS Y OTRAS APLICACIONES

MONTSERRAT MORALEDA CHAVES. *INVESTIGADORA, CIEMAT*

INTERCOMPARACIÓN DE AC-225

MIGUEL ROTETA IBARRA. *CIENTÍFICO TITULAR, CIEMAT*

INCERTIDUMBRE DE HP(3) EN DOSIMETRÍA PERSONAL DE CRISTALINO

IRENE MAS MUÑOZ. *RESPONSABLE CALIDAD SECCIÓN DOSIMETRÍA, CENTRO NACIONAL DE DOSIMETRIA.*

¿EXISTE CORRELACIÓN ENTRE LA LECTURA DEL DOSÍMETRO DE CRISTALINO Y LA DEL DOSÍMETRO DE MUÑECA?

NEREA GALLARDO RODRIGUEZ. *FEA RADIOFISICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO CRUCES*

RELACIÓN ENTRE LA DOSIS DE CRISTALINO Y DISTINTOS PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS DEL SERVICIO DE HEMODINÁMICA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES

NEREA GALLARDO RODRIGUEZ. *FEA RADIOFISICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO CRUCES*

INTERCOMPARACIÓN ENTRE LABORATORIOS EUROPEOS PARA LA CALIBRACIÓN DE UN MULTÍMETRO DE CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X DE DIAGNÓSTICO

ANNA CAMP BRUNÉS. *INVESTIGADORA, TÉCNICA DE LABORATORIO, INSTITUT DE TÈCNIQUES ENERGÈTIQUES–UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA*

EVALUACIÓN DE LA EFICIENCIA DE RETENCIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN DE LAS MASCARILLAS AUTOFILTRANTES (RADON_MASK)

CLAUDIA GROSSI. *AYUDANTE DOCTOR, UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P5

MIÉRCOLES 28 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: EVA CORREDOIRA SILVA. *JEFE DE SERVICIO. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GUADALAJARA*

RESULTADOS TRAS 2 AÑOS Y MEDIO DE EXPERIENCIA EN EL USO DE UN SISTEMA DE NOTIFICACIÓN Y ANÁLISIS DE INCIDENTES DE SEGURIDAD EN RADIOTERAPIA

NURIA SÁNCHEZ HERNÁNDEZ. *RADIOFÍSICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO BASURTO*

ANÁLISIS DE LA EXPERIENCIA OPERATIVA DE LOS SUCESOS NOTIFICADOS POR IRRADIACIÓN ACCIDENTAL DE PERSONAS EN INSTALACIONES RADIACTIVAS DE RADIOTERAPIA CON ACELERADORES LINEALES

SANTIAGO SANCHEZ-CERVERA HUERTA. *TÉCNICO DEL ÁREA DE INSPECCIÓN DE INSTALACIONES RADIACTIVAS, CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN)*

METODOLOGÍA MARRTA EN EL SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA DEL HUMV

MARINA GUTIÉRREZ RUIZ. *RADIOFISICA HOSPITLARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO MARQUÉS DE VALDECILLA*

ANÁLISIS PRELIMINAR DE MATRICES DE RIESGOS CON SOFTWARE MARRTA Y QALIOS4H

MIGUEL D. *MEDINA CÉSPEDES. F.E.A. SECCION DE RADÍOTERAPIA, HOSPITAL REY JUAN CARLOS*

SISTEMA DE REGISTRO Y NOTIFICACIÓN DE INCIDENCIAS DEL SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

MARINA GUTIÉRREZ RUIZ. *RADIOFISICA HOSPITLARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO MARQUÉS DE VALDECILLA*

MEJORA DE LA SEGURIDAD DEL PACIENTE CON LA APLICACIÓN CLÍNICA DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO

DAVID SÁNCHEZ-ARTUÑEDO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON (BARCELONA)*

IMPACTO DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN LA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN RADIOTERAPIA EXTERNA

DAVID SÁNCHEZ-ARTUÑEDO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON (BARCELONA)*

DESARROLLO DE UN PROCEDIMIENTO ESPECÍFICO PARA LA DOSIMETRÍA PERSONAL DENTRO DEL MARCO DE LA NORMA ISO-9001

CARLOS RODRÍGUEZ-MANZANEQUE SOSA. *RESIDENTE HOSPITAL UNIVERSITARIO RAMON Y CAJAL*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P6

MIÉRCOLES 28 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: PEDRO ARCE. *INVESTIGADOR CIENTÍFICO EN LA UNIDAD DE APLICACIONES MÉDICAS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES. CIEMAT*

PROPIEDADES FÍSICAS DE MATERIALES DE IMPRESIÓN 3D MEDIANTE TC Y MÉTODO MULTITENSIÓN

ALEJANDRO FERRANDO SÁNCHEZ. *FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA, H.U. 12 DE OCTUBRE DE MADRID*

ESTUDIO MONTE CARLO DE VIABILIDAD DE DETECTORES DE NEUTRONES BASADOS EN CARBONO Y CARBURO DE BORO

MONTSERRAT MORALEDA CHAVES. *INVESTIGADORA, CIEMAT*

ANÁLISIS DEL TEST DE WINSTON-LUTZ PARA BLANCOS MÚLTIPLES FUERA DE ISOCENTRO

ANTONIO GAÑÁN MORA. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS*

MODELADO DEL CABEZAL DEL ACELERADOR LINEAL TRUEBEAM DE VARIAN CON EL CÓDIGO MONTE CARLO FLUKA

EDUARDO GIL SAN MILLÁN. *COLABORADOR TÉCNICO EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, CENTRO DE LÁSERES PULSADOS, CLPU*

CÁLCULO DE LOS COEFICIENTES DE ATENUACIÓN DE FOTONES EN LA APROXIMACIÓN MULTIGRUPO

GUILLERMO CAMACHO DE LA VEGA. *FEA RADIOFISICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO MARQUÉS DE VALDECILLA*

MONITOREO DE CAMPOS NEUTRÓNICOS EN EL ACELERADOR TRUEBEAM DEL COMPLEJO ASISTENCIAL DE ZAMORA CON EL ESPECTRÓMETRO DIAMON

FRANCISCO SÁEZ BELTRÁN. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, COMPLEJO ASISTENCIAL DE ZAMORA*

MODELADO MONTE CARLO DE ACELERADOR LIAC HWL PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

RAFAEL AYALA LÁZARO. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, H.G.U. GREGORIO MARAÑÓN*

ESTUDIO MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO DEL ESPECTRO DE NEUTRONES SECUNDARIOS DE UN HAZ DE PROTONTERAPIA UTILIZANDO UN ALGORITMO DE DECONVOLUCIÓN MLEM

ADRIÁN DÍAZ COMECHE. *INVESTIGADOR PREDOCTORAL, INSTITUTO DE SEGURIDAD INDUSTRIAL, RADIOFÍSICA Y MEDIAMBIENTAL (ISIRYM)*

DESARROLLO DE UN SOFTWARE DE GENERACIÓN DE MAPAS DE DOSIS EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA (PROTEUSONE) PARA SOBPS ARBITRARIOS.

SARA ABAD JIMÉNEZ. *FÍSICA NUCLEAR, IDOM*

MESA REDONDA (RD): ESTADO DE IMPLEMENTACIÓN Y RETOS DE LOS SISTEMAS DE GESTIÓN Y REGISTRO DE INDICADORES DE DOSIS EN EL ÁMBITO DE LA IMAGEN MÉDICA

MIÉRCOLES 28 MAYO | 15:00–16:00 | AUDITORIO SEFM

MODERA: MARUXA PÉREZ. *UTPR GALARIA. EMPRESA PÚBLICA DE SERVICIOS SANITARIOS.*

ESTHER ANGULO PAIN. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR (CÁDIZ)*

NOELIA SOLÍS PRECIADO. *F.E.A RADIOFÍSICA HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

SANTIAGO MIQUÉLEZ ALONSO. *HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

MANUEL JOSÉ BUADES FORNER. *JEFE SE SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA. MURCIA.*

SESIÓN DE PÓSTERES HTM ("HAZLO TÚ MISMO")

MIÉRCOLES 28 MAYO | 15:00–16:00 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA:
MARÍA LIZONDO GISBERT. *FACULTATIVA HOSPITAL UNIVERSITARI DE TERRASSA*

JULIO ALMANSA. *FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA HOSP. UNIVERSITARIO VIRGEN DE LAS NIEVES (GRANADA)*

RAFAEL LINARES DOBLADO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA - JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA HOSPITAL QUIRÓNSALUD INFANTA LUISA (SEVILLA)*

OPTIMIZACIÓN DEL ANÁLISIS DE IMÁGENES DE CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR MEDIANTE EL SOFTWARE NEPTUNO

BEATRIZ CASASOLA MUÑOZ. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HUPM, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR*

DOSIMETRÍA PERSONALIZADA EN TERAPIA METABÓLICA CON I-131: RECURSOS DISPONIBLES PARA PACIENTES CON CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES

FRANCISCO JULIÁN MANZANO MARTÍNEZ. *JEFE DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, VITHAS SANIDAD MÁLAGA INTERNACIONAL*

APLICACIÓN EN MATLAB R2024A PARA EL ANÁLISIS DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN RADIOLOGÍA DIGITAL Y MAMOGRAFÍA

AITOR FERNANDEZ IGLESIAS. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

DISEÑO DE UN MANIQUÍ PARA EVALUAR LA CALIDAD DE IMAGEN EN LOS DISPOSITIVOS IGRT DE LOS ACELERADORES DE RADIOTERAPIA

DAVID SAINZ GONZALO. *ESTUDIANTE DE GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD, UNIVERSIDAD DE BURGOS*

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN MANIQUÍ TORÁCICO PARA CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA CRAD EN TRATAMIENTOS DE GATING

ANDREA GONZÁLEZ. *HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET (ZARAGOZA)*

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN DISPOSITIVO REPOSACABEZAS ELABORADO CON IMPRESIÓN 3D PARA LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES CRANEALES DE RM DESTINADAS A RADIOCIRUGÍA

PABLO CASTRO TEJERO. *ADJUNTO RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE LA PRINCESA*

FABRICACIÓN Y USO DE UN COMPLEMENTO IMPRESO 3D PARA EL MANIQUÍ DE CONTROL DE CALIDAD MIMI DE STANDARD IMAGING PARA MESAS 6D

JAVIER OCHOA CAPARRÓS. *RESIDENTE, CONSORCIO HOSPITALARIO PROVINCIAL CASTELLÓN*

KALI MC. SOFTWARE PARA EL CÁLCULO DE TRATAMIENTOS DE RIO CON ACELERADOR LIAC HWL

RAFAEL AYALA LÁZARO. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, H.G.U. GREGORIO MARAÑÓN*

ESTANDARIZACIÓN DEL FLUJO DE TRABAJO EN CONTROLES DE CALIDAD DE ACELERADORES LINEALES

RAFAEL MANUEL SEGOVIA BROME. *RESIDENTE DE 2º AÑO, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN MACARENA*

DESARROLLO DE UN SOFTWARE PARA LA AUTOMATIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON VMAT

MANUEL ÁNGEL BENITO BEJARANO. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, COMPLEJO ASISTENCIAL DE ZAMORA, GERENCIA REGIONAL DE SALUD DE CASTILLA Y LEÓN (SACYL), ZAMORA (ES)*

RESIS-ITS. IMAGE TRACKING SOFTWARE PARA RADIOTERAPIA

ABEL RODRÍGUEZ ARANDA. *FEA RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE LANZAROTE DOCTOR JOSÉ MOLINA OROSA*

ORALES RT II.1: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS III

MIÉRCOLES 28 MAYO | 15:00–16:00 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: CRISTIAN CANDELA JUAN. *ESPECIALISTA. HOSPITAL CLÍNIC DE BARCELONA*

EFICIENCIA EN EL CONTROL DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA CON OCTAVIUS 4D: OPTIMIZACIÓN DEL TIEMPO DE VERIFICACIÓN

ALBA GALLARDO JIMÉNEZ. *RESIDENTE DE PRIMER AÑO DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DE LAS NIEVES*

EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DOSIMÉTRICA Y EFICIENCIA DEL SISTEMA ETHOS DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA

ANA CORBALÁN MIRETE. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO SANTA LUCÍA*

ESTUDIO DE FACTIBILIDAD DE SBRT ADAPTATIVA ONLINE DE PRÓSTATA CON INTELIGENCIA ARTIFICIAL ETHOS

ANA CORBALÁN MIRETE. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO SANTA LUCÍA*

USO DE BOLUS DE GELATINA COMO PROTECCIONES PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA CON HACES DE ELECTRONES

NADIA PATRICIA MORAN. *FISICO-MEDICO, CENTRO ESTATAL DE CANCEROLOGIA*

¿ES POSIBLE LA REDUCCIÓN DEL MARGEN CON RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE PARA EL CÁNCER RECTAL?

MARIO MARTÍN VEGANZONES. *RADIOFISICO, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

ANÁLISIS DE LOS ARCHIVOS LOG DE UN EQUIPO UNITY CON CMM

MARÍA YÁÑEZ BARRO. *RESIDENTE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

DESARROLLO DE UN MODELO GEOMÉTRICO DE ACELERADORES CON BRAZO EN C PARA PREVENIR COLISIONES ENTRE GANTRY Y CAMILLA.

ENRIQUE TENLLADO BAENA. *LICENCIADO ESPECIALISTA, COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

ORALES RD I: DOSIMETRÍA DE PACIENTES II

MIÉRCOLES 28 MAYO | 15:00–16:00 | SALAS EL GRECO B SEFM IV

MODERA: ANTONIO FRANCISCO GONZÁLEZ LÓPEZ. *JEFE DE SECCIÓN. HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA (MURCIA)*

COMPARACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR INDICADA EN MAMOGRAFÍA RESPECTO A LA NUEVA METODOLOGÍA DE CÁLCULO PRESENTADA EN EL TG-282

EVA GONZÁLEZ KÖLMEL. *R3, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE SANTIAGO*

EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA A PACIENTES EN PROCEDIMIENTOS DE INTERVENCIONISMO EN ESPAÑA: RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL

MARTA BARCELÓ PAGÈS. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU (BARCELONA)*

BANCO NACIONAL DE DOSIS A PACIENTE: DEL CONCEPTO A LA IMPLEMENTACIÓN, UN PASO ADELANTE EN LA GESTIÓN DINÁMICA DE DOSIS Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

MARIA GRACIA OCHOA. *RADIOFÍSICA ADJUNTA EN LA UNIDAD TÉCNICA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, CENTRO NACIONAL DE DOSIMETRÍA. INGESA.*

ESTIMACIÓN DE LOS NIVELES DE REFERENCIA EN TROMBECTOMIA Y ANÁLISIS DE SU EVOLUCIÓN A LO LARGO DEL TIEMPO

FELIPE ARTURO DERECHO TORRES. *FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO*

CONTROL DE CALIDAD PARA UN SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS

JUAN CARLOS BENITO GARCÍA. *LICENCIADO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTE CON LITIASIS

ALICIA GONZALEZ POSE. *RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

ORALES RT IV.3: APLICACIONES CLÍNICAS

MIÉRCOLES 28 MAYO | 15:00–16:00 | SALA MIRADERO SEFM V

MODERA: CARLOS HUERGA CABRERIZO. *FEA-DISPENSA ACTIVIDAD ASISTENCIAL HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ*

RADIOABLACIÓN ESTEROTÁCTICA EN ARRITMIAS CARDIACAS RECURRENTES, EXPERIENCIA EN CUATRO CASOS

ÁLVARO GARCÍA BALSA. *RESIDENTE TERCER AÑO RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS*

IMPRESIÓN 3D COMO PRÁCTICA CLÍNICA HABITUAL DE UN SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA: PUESTA EN MARCHA Y EXPERIENCIA

ALEJANDRO FERRANDO SÁNCHEZ. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO. FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA, H.U. 12 DE OCTUBRE DE MADRID*

EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA EN VIVO CON EPID EN RADIOTERAPIA DE MAMA: COMPARACIÓN ENTRE TÉCNICAS EN RESPIRACIÓN SOSTENIDA Y LIBRE EN TRATAMIENTOS 3D Y VMAT

CLARA NAVARRO IBARRA. *ADJUNTO, HOSPITAL UNIVERSITARIO TOLEDO*

CUANTIFICACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL REGISTRO DEFORMABLE Y LA RESPIRACIÓN EN LA ACUMULACIÓN DE DOSIS 4D PARA TUMORES DE PULMÓN E HÍGADO EN PROTONTERAPIA

ALBA MENESES FELIPE. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO, UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

ROBUSTEZ EN TRATAMIENTOS DE SBRT FRENTE A LOS PARÁMETROS DE TOLERANCIA DE UN ACELERADOR Y SU DEPENDENCIA CON LA TÉCNICA UTILIZADA (3D,IMRT,VMAT)

MARÍA AUXILIADORA CARRASCO HERRERA. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL VIRGEN DEL ROCÍO*

VMAT CON RESPIRACIÓN FORZADA (DIBH) PARA PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA BILATERAL

JOSE MARIA PENEDO COBOS. *RADIOFISICO, FUNDACIÓN JIMÉNEZ DÍAZ*

ORALES C3: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

MIÉRCOLES 28 MAYO | 15:00–16:00 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: MANUEL FCO RODRIGUEZ CASTILLO. *JEFE DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PR. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE VALME AGSSS, SAS*

USO DE LOS INDICADORES CLAVE DE RENDIMIENTO EN EL DESARROLLO (KPI) DE UN PROYECTO DE ESTANDARIZACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA

JAVIER LUPIANI CASTELLANOS. *JEFE DE UGC RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE JEREZ*

DOSIMETRÍA ELECTRÓNICA IN VIVO CON FINES DE FORMACIÓN PARA PROFESIONALES EN UNIDADES INTERVENCIONISTAS

CARACTERIZACIÓN DE LA RESPUESTA TEMPORAL EN DETECTORES EMPLEADOS EN LA VIGILANCIA RADIOLÓGICA EN RADIODIAGNÓSTICO

GIORGIA YANG. *RESIDENTE HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ*

EVALUACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL EN PROCEDIMIENTOS DE INTERVENCIONISMO EN ESPAÑA: RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL

MARTA BARCELÓ PAGÈS. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU (BARCELONA)*

EVALUACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN EN MEDIDAS DE HP(3) PARA DOSIMETRÍA DE CRISTALINO EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS DE RADIOLOGÍA VASCULAR

NURIA ESPINOSA LÓPEZ. *TECNICO EXPERTO EN PROTECCIÓN RADIOLÓGÍCA, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU*

EXPERIENCIA CONJUNTA DE LOS SERVICIOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y DE PREVENCIÓN DE RIESGOS LABORALES EN LA MONITORIZACIÓN DE NIVELES DE RADÓN EN UN ENTORNO HOSPITALARIO

JAIME MARTÍNEZ ORTEGA. *JEFE DE SERVICIO, HU PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA*

SIMPOSIO: LA IA EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

MIÉRCOLES 28 MAYO | 15:00–16:00 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA:
JUAN DIEGO PALMA COPETE. *F.E.A. RADIOFÍSICA HOSPITALARIA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALENCIA*

EVA CIURANA CASADEMONT. *PROGRAMME MANAGEMENT OFFICER INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY*

JOAQUÍN HERRERO PINTADO. *SUBDIRECCIÓN DE TECNOLOGÍAS DE LA INFORMACIÓN, CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

FRANCISCO JAVIER ALBIOL COLOMER. *INVESTIGADOR CIENTÍFICO, IFIC (INSTITUTO DE FÍSICA CORPUSCULAR) CSIC-UNIVERSIDAD DE VALENCIA*

SEMIPLENARIA: PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN DE LA SEFM

MIÉRCOLES 28 MAYO | 16:00–17:00 | AUDITORIO SEFM

MODERA: VÍCTOR HERNÁNDEZ MASGRAU. *FÍSICO ADJUNTO. HOSPITAL UNIVERSITARI SANT JOAN DE REUS*

DAVID HERNÁNDEZ. *F.E.A, HOSPITAL NUESTRA SEÑORA DE SONSOLES (ÁVILA)*

JORDI SÁEZ. *HOSPITAL CLÍNIC (BARCELONA)*

IRENE TORRES. *H. U. Y POLITÉCNICO LA FE (VALENCIA)*

JESÚS GARCÍA OVEJERO. *ADJUNTO, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (MADRID).*

JAIME PÉREZ-ALIJA. *ADJUNTO, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU*

VERÓNICA MORÁN. *JEFA DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA E IMAGEN MÉDICA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (MADRID)*

SERGIO PANZUELA PÉREZ. *RADIOFÍSICO, HOSPITAL DE DONOSTIA*

JUAN ANTONIO VERA-SÁNCHEZ. *ADJUNTO AL SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA, CENTRO DE PROTONTERAPIA QUIRONSALUD*

DAVID SÁNCHEZ. *HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON (BARCELONA)*

ORALES 3: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

MIÉRCOLES 28 MAYO | 16:00–17:00 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: SOLEDAD SIERRA. *JEFA SERVICIO PR FÁBRICA ELEMENTOS COMBUSTIBLES JUZBADO FÁBRICA ELEMENTOS COMBUSTIBLES JUZBADO*

REVISIÓN DE LOS PROCEDIMIENTOS DE TOMA Y PREPARACIÓN DE MUESTRAS PARA MEDIDA DE LA RADIACTIVIDAD AMBIENTAL (CSN INT-04.07)

JOSE ANTONIO TRINIDAD RUIZ. *TÉCNICO DEL CSN, CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

¿PUEDE LA APROXIMACIÓN OSPAR APLICARSE EN UNA EVALUACIÓN RADIOLÓGICA AMBIENTAL INTEGRADA PARA HUMANOS Y BIOTA EN ECOSISTEMAS MEDITERRÁNEOS?

ALICIA ESCRIBANO. *INVESTIGADOR DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE. DPTO. DE MEDIO AMBIENTE, CIEMAT*

CARBONO-14 EN CENTRALES NUCLEARES: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y RETOS

JOSE ANGEL VEGA VILANOVA. *INGENIERO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, ASOCIACIÓN NUCLEAR ASCÓ-VANDELLÓS II*

PLANES DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL EN EMERGENCIA EN CENTRALES NUCLEARES: COMPARATIVA, CONVERGENCIA Y RETOS

FRANCISCO JAVER CASTILLO TORTOSA. *TÉCNICO EN EL ÁREA DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL (AVRA), CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN)*

COMPARATIVA DE DETECTORES EN LA DETERMINACIÓN SIMULTÁNEA DE 89SR Y 90SR MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE CENTELLEO LÍQUIDO Y REGRESIÓN PLS

JORDI FONS CASTELLS. *PROFESOR ASOCIADO, FACULTAT DE QUÍMICA (UB)*

VALIDACIÓN DE LA DETERMINACIÓN DEL ÍNDICE ALFA TOTAL EN AGUA SUBTERRÁNEA EMPLEANDO RESINAS CENTELLEADORAS (PSRESIN)

HUGO MONEO BERNAL. *ESTUDIANTE DE MÁSTER, ESCUELA DE INGENIERÍA DE BILBAO (UPV/EHU)*

ESTUDIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA EL EQUIPO LIAC HWL: MEDIDAS DE ÁREA CON GIRO DE GANTRY

AGUSTIN SANTOS SERRA,. *JEFE DE SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, HOSPITAL PROVINCIAL DE CASTELLÓN*

MESA REDONDA : ASIGNACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES. CIRCULAR CSN 6/23

MIÉRCOLES 28 MAYO | 16:00–17:00 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: MARÍA DEL CARMEN PUJADES CLAUMARCHIRANT. *RADIOFÍSICO. CENTRO NACIONAL DE DOSIMETRÍA*

ISABEL VILLANUEVA. *SUB-DIRECTORA, CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

JÚLIA MUÑOZ. *COORDINADOR DE FÍSICA, CENTRO DE DOSIMETRÍA S.L.*

JOSE MANUEL ORDIALES SOLÍS. *JEFE DE SECCIÓN, SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA. FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CÁCERES*

ASAMBLEA SEFM

MIÉRCOLES 28 MAYO | 17:00–18:00 | AUDITORIO SEFM

JUEVES 29 MAYO

	AUDITORIO SEFM	SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II	SALAS EL GRECO A SEFM III	SALAS EL GRECO B SEFM IV	SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA	SALA TOLEDO SEPR	SALA MIRADERO S. TÉCNICOS
08:00	CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT): RESONANCIA MAGNÉTICA EN RADIOTERAPIA: MR ONLY WORKFLOWS Y CONTROL DE CALIDAD	CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD): CONTROL DE CALIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA ESPECTRAL	CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN): DOSIMETRIA Y PLANIFICACION EN TERAGNOSIS-MEDICINA NUCLEAR		CURSO DE ACTUALIZACIÓN: CALIBRACIÓN Y VERIFICACIÓN DE EQUIPOS EN UN LABORATORIO DE MEDIDAS RADIACTIVAS	CURSO DE ACTUALIZACIÓN: PRINCIPALES CAMBIOS NORMATIVOS EN PR. (RPSRI + RINR)	BIENVENIDA
08:10							S. TÉCNICOS: AVANCES EN IMÁGENES HÍBRIDAS: APLICACIONES PET-RM EN RADIOTERAPIA
09:00	SIMPOSIO (RT): USO DE SOLUCIONES DE CLASE PARA LA OPTIMIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN Y LAS VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA	SIMPOSIO (RD): APLICACIÓN PRÁCTICA DEL NUEVO PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA EFOMP/AAPM TASK GROUP 282			SIMPOSIO 3: EFECTOS NO TÉRMICOS DE LA RADIACIÓN NO IONIZANTE, DIRECTRICES DE ICNIRP 2020 Y PROTECCIÓN FRENTE AL 5G	ORALES 4: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE FUENTES DE RADIACIÓN	S. TÉCNICOS: NUEVOS PARADIGMAS EN RADIOBIOLOGÍA PARA PROTOCOLOS DE HIPOFRACCIONAMIENTO
09:20			ORALES MN II: TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD.				
09:45	SIMPOSIO: IMPLEMENTING EFFECTIVE QUALITY ASSURANCE PROTOCOLS IN ONLINE ADAPTIVE RADIOTHERAPY WORKFLOWS	ORALES RT III.1: PLANIFICACIÓN/ OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS I		SEMIPLENARIA: BIOMARCADORES DE SENSIBILIDAD A LA RADIACIÓN PARA PREDECIR RESULTADOS ADVERSOS DEL USO MÉDICO DE LA RADIACIÓN. (SALA TOLEDO)			
10:00							S. TÉCNICOS: COMUNICACIONES ORALES
10:30	PAUSA CAFÉ | VISITA EXPOSICIÓN COMERCIAL (PLANTA -2 / ESPACIO ZOCODOVER) | VISITA E-PÓSTERES (PLANTA-1)						
11:30	SEMIPLENARIA: INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN FÍSICA MÉDICA. APLICACIONES EN RT, MN Y RD + NUEVA NORMATIVA EUROPEA SOBRE MEDICAL DEVICES(SALA AUDITORIO)				ORALES C4: RADIOBIOLOGÍA, RADIACIONES NO IONIZANTES Y EPIDEMIOLOGÍA	ORALES 5: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA	S. TÉCNICOS: IMPLEMENTACIÓN DEL NUEVO REAL DECRETO: IMPLICACIONES EN EL DÍA A DÍA
12:30	ST: PHILIPS. VENTAJAS DE TC CON DETECCIÓN ESPECTRAL EN ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA	ST: VISION RT. INNOVACIONES EN SGRT: IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE DIBH, SGRT EN ACELERADORES DE GANTRY CERRADO Y PRIMEROS RESULTADOS CLÍNICOS DE MAPRT Y DOSERT	ST: SIEMENS. QUÉ NOS TRAE PHOTON COUNTING PARA RADIOTERAPIA	JÓVENES SEPR	ORALES C5: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO	MESA REDONDA: ESTADO DEL DESARROLLO DEL PLAN NACIONAL CONTRA EL RADÓN, ACCIONES PRIORITARIAS, ACCIONES REALIZADAS?	S. TÉCNICOS: PREPARACIÓN Y RESPUESTA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS: QUÉ DEBEMOS SABER
13:30	PAUSA ALMUERZO | VISITA EXPOSICIÓN COMERCIAL (PLANTA -2 / ESPACIO ZOCODOVER) | VISITA E-PÓSTERES (PLANTA-1)						
	14:30- 15:00 Exposición Breve E-Pósteres (Planta -1)						
15:00	CHARLA PLENARIA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA. (SALA AUDITORIO)						MESA REDONDA: IMPACTO DE LOS MOLDES IMPRESOS EN 3D EN LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS PARA BRAQUITERAPIA Y EQUIPOS DE IMAGEN DIAGNÓSTICA
16:00	SIMPOSIO (RT): GESTIÓN DE LAS INTERRUPCIONES DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA	ORALES RT III.1: PLANIFICACIÓN/ OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS II	ORALES RT IV.1: IMAGEN EN RADIOTERAPIA Y MODELOS PREDICTIVOS		ORALES C6: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO	MESA REDONDA: IMPLEMENTACIÓN DEL RD 1029/2022 RPSI Y RD 1217/2024 RINR	S. TÉCNICOS: DOSIMETRÍA IN VIVO: NUEVAS FRONTERAS EN LA VERIFICACIÓN DE DOSIS
17:00 - 18:00	ASAMBLEA SEPR (SALA TOLEDO)						S. TÉCNICOS: RADIOMICA. EXTRACCIÓN DE DATOS EN LA ERA DEL DIAGNÓSTICO POR IMAGEN Y LA ONCOLOGÍA PERSONALIZADA

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT): RESONANCIA MAGNÉTICA EN RADIOTERAPIA: MR ONLY WORKFLOWS Y CONTROL DE CALIDAD

JUEVES 29 MAYO | 08:00–09:00 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: RUTH RODRÍGUEZ ROMERO. *ADJUNTA ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO-MAJADAHONDA*

FERNANDO SIMANCAS ORTIZ DE ZÁRATE. *FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA DE FÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO REINA SOFÍA ,CÓRDOBA.*

CARLOS FERRER. *HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ (MADRID)*

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD): CONTROL DE CALIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA ESPECTRAL

JUEVES 29 MAYO | 08:00–09:00 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: PEDRO RETORTA. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO. HU 12 DE OCTUBRE (MADRID)*

JULIA GARAYOA. *RADIOFÍSICA ADJUNTA, HOSPITAL UNIVERSITARIO FUNDACIÓN JIMÉNEZ DÍAZ*

PAULA GARCÍA CASTAÑÓN. *RADIOFÍSICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA (MADRID)*

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN): DOSIMETRIA Y PLANIFICACION EN TERAGNOSIS-MEDICINA NUCLEAR

JUEVES 29 MAYO | 08:00–09:20 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: LUIS NÚÑEZ. *PROF. HONORÍFICO DPTO. MEDICINA. UAM (MADRID)*

ADOLFO GÓMEZ - GRANDE. *ADJUNTO DE MEDICINA NUCLEAR, HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE, MADRID.*

MIGUEL ÁNGEL MORCILLO ALONSO. *JEFE DE LA UNIDAD DE APLICACIONES MÉDICAS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES (DEPARTAMENTO DE TECNOLOGÍA), CIEMAT*

SAMUEL ESPAÑA. *INVESTIGADOR CIENTÍFICO DPTO. TECNOLOGÍAS MÉDICAS, CSIC*

CURSO DE ACTUALIZACIÓN: CALIBRACIÓN Y VERIFICACIÓN DE EQUIPOS EN UN LABORATORIO DE MEDIDAS RADIACTIVAS

JUEVES 29 MAYO | 08:00–09:00 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: RAFAEL GARCÍA-TENORIO. *CATEDRÁTICO DE UNIVERSIDAD. UNIVERSIDAD DE SEVILLA*

FRANCISCO JAVIER GUILLÉN GERADA.*HEAD OF LARUEX (ENVIRONMENTAL RADIOACTIVITY LABORATORY), UEX*

RAQUEL IDOETA HERNANDORENA. *PROFESORA TITULAR DE UNIVERSIDAD, DIRECTORA DEL LMBA, UPV/EHU*

CURSO DE ACTUALIZACIÓN: PRINCIPALES CAMBIOS NORMATIVOS EN PR (RPSRI + RINR)

JUEVES 29 MAYO | 08:00–09:00 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: MARINA SÁNCHEZ. *COORDINADOR TÉCNICO GABINETE DIRECCION TÉCNICA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. CSN*

BEATRIZ ROBLES. *TECNICO DEL ÄREA DE RADIACIÓN NATURAL DEL CSN CSN*

PAULA MUÑOZ PELAYO. *CSN*

BIENVENIDA

JUEVES 29 MAYO | 08:00–08:10 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

S. TÉCNICOS: AVANCES EN IMÁGENES HÍBRIDAS: APLICACIONES PET-RM EN RADIOTERAPIA

JUEVES 29 MAYO | 08:10–09:00 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: MARÍA DE LAS MERCEDES FUSTES SANJUAN. *TECNICO SUPERIOR DE RADIOTERAPIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

ÁNGELA FONSECA SILES. *TECNICO SUPERIOR DE RADIOTERAPIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

ÀNGEL FORNER FORNER. *ADJUNTO, COMPLEJO HOSPITALARIO UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

SIMPOSIO (RT): USO DE SOLUCIONES DE CLASE PARA LA OPTIMIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN Y LAS VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA

JUEVES 29 MAYO | 16:00–17:00 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: ALEJANDRO GARCÍA ROMERO. *JEFE DE SECCION. HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE ZARAGOZA*

VÍCTOR HERNÁNDEZ MASGRAU. *FÍSICO ADJUNTO, HOSPITAL UNIVERSITARI SANT JOAN DE REUS*

JORDI SÁEZ. *HOSPITAL CLÍNIC (BARCELONA)*

SIMPOSIO (RD): APLICACIÓN PRÁCTICA DEL NUEVO PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA EFOMP/AAPM TASK GROUP 282

JUEVES 29 MAYO | 09:00–09:45 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: VÍCTOR RAPOSO. *RADIOFÍSICO. UTPR GALARIA*

MIREN LAMAISON VIDARTE. *R3, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

SANTIAGO MIQUÉLEZ ALONSO. *HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

SIMPOSIO: EFECTOS NO TÉRMICOS DE LA RADIACIÓN NO IONIZANTE, DIRECTRICES DE ICNIRP 2020 Y PROTECCIÓN FRENTE AL 5G

JUEVES 29 MAYO | 09:00–09:45| SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: ARÁNZAZU SANCHIS OTERO. *INVESTIGADORA Y RESPONSABLE DE LA UNIDAD DE RADIACIÓN NO IONIZANTE EN EL CENTRO NACIONAL DE SANIDAD AMBIENTAL.. INSTITUTO DE SALUD CARLOS III*

ALBERTO NÁJERA LÓPEZ. *DIRECTOR CIENTÍFICO DEL CCARS, UCLM*

GEMMA CASTAÑO-VINYALS. *INVESTIGADORA, ISGLOBAL*

ORALES 4: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE FUENTES DE RADIACIÓN

JUEVES 29 MAYO | 09:00–09:45 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: MILAGROS MONTERO. *RESPONSABLE DE LA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE INTERVENCIÓN. CIEMAT*

GUIA EURADOS PARA LA MEDIDA DE ACTIVIDAD DE ACTÍNIDOS Y 90SR MEDIANTE BIOENSAYOS EN SITUACIONES DE EMERGENCIA

INMACULADA SIERRA BERCEDO. *RESPONSABLE LAB. BIOELIMINACION. DOSIMETRIA INTERNA, CIEMAT*

ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO NACIONAL EN DOSIMETRÍA BIOLÓGICA: UNA RESPUESTA COORDINADA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS

ALEGRIA MONTORO. *RESPONSABLE LABORATORIO DOSIMETRÍA BIOLÓGICA HOSPITAL UNIVERSITARIO Y POLITÉCNICO LA FE*

DETERMINACIÓN IN-VIVO DE I-125 EN TIROIDES PARA POBLACIÓN EXPUESTA EN CASO DE EMERGENCIA RADIOLÓGICA O NUCLEAR

BEGOÑA PÉREZ LÓPEZ. *CIENTÍFICO TITULAR, CENTRO DE INVESTIGACIONES ENERGÉTICAS, MEDIOAMBIENTALES Y TECNOLÓGICAS (CIEMAT)*

PROYECTO MEYER: HACIA UN PROTOCOLO NACIONAL PARA LA MEDIDA DE I-131 EN TIROIDES DE LA POBLACIÓN EXPUESTA EN EMERGENCIAS

JUAN FRANCISCO NAVARRO AMARO. *RESPONSABLE DEL LABORATORIO DEL CONTADOR DE RADIACTIVIDAD CORPORAL, CIEMAT*

DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA REALIZACIÓN DE MAPAS RADIOLÓGICO EN 3D MEDIANTE VEHÍCULOS AÉREOS PILOTADOS REMOTAMENTE (DRONES). PROYECTO GAMMA-DRON.

ARTURO VARGAS. *DIRECTOR DEL INSTITUTO DE TÉCNICAS ENERGÉTICAS, UPC*

RESILIENCIA DEL SISTEMA DE PREPARACIÓN, RESPUESTA Y RECUPERACIÓN A EMERGENCIAS NUCLEARES Y RADIOLÓGICAS (EPR&R) EN SITUACIONES DE CONFLICTO ARMADO

MILAGROS MONTERO. *RESPONSABLE DE LA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE INTERVENCIÓN, CIEMAT*

S. TÉCNICOS: NUEVOS PARADIGMAS EN RADIOBIOLOGÍA PARA PROTOCOLOS DE HIPOFRACCIONAMIENTO

JUEVES 29 MAYO | 09:00–10:00 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: ISABEL CASTRO RIZOS. *TECNICO SUPERIOR DE RADIOTERAPIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

ALICIA RIBALTA. *HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO*

ORALES MN II: TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

JUEVES 29 MAYO | 09:20–10:30 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: IRENE TORRES. *RADIOFÍSICA ADJUNTA, SERVICIO MEDICINA NUCLEAR H. U. Y POLITÉCNICO LA FE (VALENCIA)*

CARACTERIZACIÓN DEL RENDIMIENTO DE UN SPECT/CT DE NUEVA GENERACIÓN

ROBERTO CUEVAS JURADO. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DE LA DOSIS DE TC EN LA CALIDAD DE LA RECONSTRUCCIÓN PET EN EL SISTEMA IMAS DE CUERPO ENTERO

EDWING YAIR ULIN BRISEÑO. *INVESTIGADOR PRE-DOCTORAL, INSTITUTO DE INSTRUMENTACIÓN IMAGEN MOLECULAR*

ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN EL INSERTO CON PATRONES DE BARRAS DEL MANIQUÍ JACZSZACK

AITOR FERNANDEZ IGLESIAS., *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

OBTENCIÓN DE IMÁGENES 2D DE TRANSMISIÓN PARA LUTECIO A PARTIR DE IMÁGENES CT

DANIEL MARTÍN GARCÍA. *RADIOFISICO, HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE*

DOSIS DEBIDA AL CT EN ESTUDIOS ÓSEOS DE CUERPO COMPLETO REALIZADOS EN UN EQUIPO SPECT/CT BASADO EN CZT

ELENA PRIETO AZCÁRATE. *INENIERO, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

ESTIMACIÓN DEL ESPESOR EQUIVALENTE EN EL MÉTODO CONJUGADO MEDIANTE USO DE TOPOGRAMA

JULIA ORIVE ESCALADA. *RESIDENTE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO*

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE LA EFICIENCIA GEOMÉTRICA EN EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA DE EMISIÓN DE POSITRONES

IVÁN ESCOBAR COROMINAS. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

DETERMINACIÓN DE VALORES TÍPICOS DE PARÁMETROS DE DOSIS PARA LA MEJORA DE LA CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR EN EL HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU

VÍCTOR RIU MOLINERO. *RESIDENTE, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU*

SIMPOSIO: IMPLEMENTING EFFECTIVE QUALITY ASSURANCE PROTOCOLS IN ONLINE ADAPTIVE RADIOTHERAPY WORKFLOWS

JUEVES 29 MAYO | 09:45–10:30 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: NÚRIA JORNET. *HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU (BARCELONA)*

LORENZO PLACIDI. *FONDAZIONE POLICLINICO UNIVERSITARIO AGOSTINO GEMELLI (ROMA, ITALIA)*

ORALES RT III.1 PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS I

JUEVES 29 MAYO | 09:45–10:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: PAZ GARCÍA DE ACILU. *RADIOFÍSICO ADJUNTO. HOSPIAL UNIVERSITARIO TOLEDO*

PREDICCIÓN DE DVH EN RADIOTERAPIA EXTERNA PARA EL CÁNCER DE PRÓSTATA MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

TRISTÁN SUÁREZ BARAZA. *R2, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GRAN CANARIA DOCTOR NEGRÍN*

ANÁLISIS DE ESTRATEGIAS PARA CONTROLAR LA COMPLEJIDAD DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO DE VMAT

ÍÑIGO LARA ARISTIMUÑO. *R3, HOSPITAL UNIVERSITARI SANT JOAN DE REUS*

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE PLANES DE RADIOTERAPIA PARA RECTO GENERADOS CON ETHOS 1.1 Y MODELOS RAPIDPLAN

ISMAEL SANCHO KOLSTER. *ADJUNTO RADIOFÍSICO, INSTITUTO CATALÁN DE ONCOLOGÍA*

VALIDACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON UN TC SINTÉTICO

CARLOS FERRER. *HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ (MADRID)*

SEMIPLENARIA: BIOMARCADORES DE SENSIBILIDAD A LA RADIACIÓN PARA PREDECIR RESULTADOS ADVERSOS DEL USO MÉDICO DE LA RADIACIÓN. (SALA TOLEDO)

JUEVES 29 MAYO | 09:45–10:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: JOAN FRANCESC BARQUINERO. *UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA*

MILAGROSA LOPEZ RIEGO. *RADIATION PROTECTION SCIENTIST, UKHSA*

S. TÉCNICOS: COMUNICACIONES ORALES

JUEVES 29 MAYO | 10:00–10:30 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

USO MIXTO DE LAS HABITACIONES DE TERAPIA METABÓLICA: EVALUACIÓN DE LOS NIVELES DE CONTAMINACIÓN PARA SU USO EN PACIENTES CONVENCIONALES

SANDRA PARLA RODRÍGUEZ. *TÉCNICO EXPERTO EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (MADRID)*

EVALUACIÓN COMPARATIVA DE DOS MODELOS DE PLANIFICACIÓN AUTOMÁTICA BASADOS EN CONOCIMIENTO Y PLANTILLA DE OPTIMIZACIÓN EN CABELLA Y CUELLO

JOSÉ MANUEL PÉREZ SÁNCHEZ. *TÉCNICO ESPECIALISTA DOSIMETRISTA DEL SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. INSTITUT CATALÀ D'ONCOLOGIA DE GIRONA, HOSPITAL JOSEP TRUETA.*

ANÁLISIS DE LA TASA DE RECHAZO EN EQUIPOS CONVENCIONALES DE IMAGEN DIAGNÓSTICA

JAVIER NÚÑEZ MUÑOZ. *TÉCNICO SUPERIOR IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

SEMIPLENARIA: INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN FÍSICA MÉDICA. APLICACIONES EN RT, MN Y RD + NUEVA NORMATIVA EUROPEA SOBRE MEDICAL DEVICES

JUEVES 29 MAYO | 11:30–12:30 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: SANTIAGO VELÁZQUEZ MIRANDA. *FUNDADOR DE LA COMPAÑÍA ANATOMICAL GEOMETRY, JEFE DE PR Y RADIOFÍSICO EXPERTO EN SBRT Y RADIONCOLOGÍA PEDIÁTRICA. HUVR*

LORENA PÉREZ CAMPILLO. *DOCTORA EN DERECHO. PROFESORA UNIVERSIDAD EUROPEA DE MADRID. MENTORA DEL MIT, ESADE. EX INVESTIGADORA CÁTEDRA DE DERECHO Y GENOMA HUMANO UPV. LETRADA Y CONSULTORA. UNIVESIDAD EUROPEA DE MADRID*

IOANNIS SECHOPOULOS. *PROFESOR RADBOUD UNIVERSITY MEDICAL CENTER*

MANUEL PÉREZ PELEGRÍ. *CTO, AI AND MEDICAL IMAGING LINCBIOTECH*

SANTIAGO VELÁZQUEZ MIRANDA. *FUNDADOR DE LA COMPAÑÍA ANATOMICAL GEOMETRY, JEFE DE PR Y RADIOFÍSICO EXPERTO EN SBRT Y RADIONCOLOGÍA PEDIÁTRICA HUVR*

ORALES C4: RADIOBIOLOGÍA, RADIACIONES NO IONIZANTES Y EPIDEMIOLOGÍA

JUEVES 29 MAYO | 11:30–12:30| SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: ARÁNZAZU SANCHIS OTERO. *INVESTIGADORA Y RESPONSABLE DE LA UNIDAD DE RADIACIÓN NO IONIZANTE EN EL CENTRO NACIONAL DE SANIDAD AMBIENTAL. INSTITUTO DE SALUD CARLOS III*

ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO NACIONAL EN DOSIMETRÍA BIOLÓGICA: UNA RESPUESTA COORDINADA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS

ALEGRIA MONTORO MONTORO. *RESPONSABLE LABORATORIO DOSIMETRÍA BIOLÓGICA HOSPITAL UNIVERSITARIO Y POLITÉCNICO LA FE*

HOLOGRAMAS ULTRASÓNICOS PARA EL TRATAMIENTO PRECISO DE REGIONES CEREBRALES

DIANA ANDRÉS BAUTISTA. *RESIDENTE R1, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALENCIA*

ACEPTACIÓN DE CUATRO RESONANCIAS MAGNÉTICAS: EXPERIENCIA DE UN SERVICIO DE RADIOFÍSICA

MIGUEL TORRES LÓPEZ ESCALADA PASTOR. *FÍSICO ADJUNTO. SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA*

ESTUDIOS DE RADIOBIOLOGÍA IN VITRO E IN VIVO PARA PROTONTERAPIA: RBE, LET Y COMBINACIÓN CON INMUNOTERAPIA

MARTA IBÁÑEZ MORAGUES. *INVESTIGADOR TITULADO SUPERIOR, CENTRO DE INVESTIGACIONES ENERGÉTICAS, MEDIOAMBIENTALES Y TECNOLÓGICAS (CIEMAT)*

MODELO PREDICTIVO DE CONTROL NEOPLÁSICO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA CORPORAL ESTEREOTÁCTICA DE METÁSTASIS VERTEBRALES

ENRIQUE CANO IGLESIAS. *ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HC MARBELLA Y HOSPITAL UNIVERSITARIO REINA SOFÍA*

INVESTIGANDO LOS MECANISMOS BIOMOLECULARES SUBYACENTES A LA RADIOTERAPIA FLASH A PARTIR DEL ANÁLISIS DE SU ESPECTRO INFRARROJO

IMMACULADA MARTÍNEZ-ROVIRA. *INVESTIGADORA RAMÓN Y CAJAL, UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA (UAB)*

ORALES 5: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

JUEVES 29 MAYO | 11:30–12:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: ANNA PRIM. *JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. CENTRAL NUCLEAR DE VANDELLÒS II*

IMPLICACIONES DEL INFORME 95 DE LA ICRU SOBRE MAGNITUDES OPERACIONALES PARA LA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN EXTERNA: ACCIONES DE LA OIEA Y COMENTARIOS DE LOS ESTADOS MIEMBROS

RODOLFO CRUZ SUAREZ.*JEFE DE LOS SERVICIOS TECNICOS DE SEGURIDAD RADIOLOGICA, ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA*

MEDIDAS PARA LA VALIDACIÓN DEL PROGRAMA NEREIDA EN EL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

ROBERTO MÉNDEZ VILLAFAÑE. *RESPONSABLE DEL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS, CIEMAT*

BIODOSE TOOLS, UNA APLICACIÓN PARA FACILITAR EL ANÁLISIS MATEMÁTICO EN DOSIMETRÍA BIOLÓGICA

ANNA FRANCES ABELLAN. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO, UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA*

PUESTA A PUNTO DE UN DETECTOR GAMMA PARA SU INSTALACIÓN EN UN DRONE

FRANCISCO JAVIER GUILLÉN GERADA. *HEAD OF LARUEX (ENVIRONMENTAL RADIOACTIVITY LABORATORY), UEX*

CARACTERIZACIÓN DE HACES DE RAYOS X BASADA EN EL CÓDIGO DE MONTE CARLO PENRED

SANDRA OLIVER GIL. *INVESTIGADORA, UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA*

PROYECTO ALMAS: ESTUDIO DE TÉCNICAS ANALÍTICAS PARA LA DETERMINACIÓN DE EMISORES ALFA POR ESPECTROMETRÍA DE MASAS Y OTROS MÉTODOS DE ENSAYO

MARÍA ANTONIA LÓPEZ. *PRESIDENTA SEPR, CIEMAT*

S. TÉCNICOS: IMPLEMENTACIÓN DEL NUEVO REAL DECRETO: IMPLICACIONES EN EL DÍA A DÍA

JUEVES 29 MAYO | 11:30–12:30 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: MIRIAM SANTOS BELLOSO. *HOSPITAL DE TOLEDO*

EDUARDO PARDO. *HOSPITAL DE UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

ST: PHILIPS
VENTAJAS DE TC CON DETECCIÓN ESPECTRAL EN ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

JUEVES 29 MAYO | 12:30–13:30 | SALA AUDITORIO SEFM

CLAUDIA DE MOLINA. *CLINICAL SCIENTIST. PHILIPS IBÉRICA*

ST: VISION RT
INNOVACIONES EN SGRT: IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE DIBH, SGRT EN ACELERADORES DE GANTRY CERRADO Y PRIMEROS RESULTADOS CLÍNICOS DE MAPRT Y DOSERT

JUEVES 29 MAYO | 12:30–13:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MARCOS SOTO BÚA. *ADJUNTO CENTRO ONCOLÓGICO DE GALICIA (COG)*

JOAQUÍN PÉREZ PAVÓN. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE JEREZ*

CARMEN SANTOS. *SENIOR CLINICAL APPLICATION SPECIALIST SPAIN/PORTUGAL. VISION RT*

ST: SIEMENS HEALTHINEERS
QUÉ NOS TRAE PHOTON COUNTING PARA RADIOTERAPIA

JUEVES 29 MAYO | 12:30–13:30 | SALAS EL GRECO A SEFM III

ÁNGELA DE PINTO. *PRODUCT PORTFOLIO MANAGEMENT MANAGER. SIEMENS HEALTHINEERS*

JÓVENES SEPR

JUEVES 29 MAYO | 12:30–13:30 | SALAS EL GRECO B SEFM IV

ORALES C5: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

JUEVES 29 MAYO | 12:30–13:30 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: MARÍA DEL CARMEN PUJADES CLAUMARCHIRANT. *RADIOFÍSICO. CENTRO NACIONAL DE DOSIMETRÍA*

EVALUACIÓN DE LA IDONEIDAD DE LOS DETECTORES DE NEUTRONES AMBIENTALES Y PERSONALES PARA SU USO EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA: RESULTADOS EXPERIMENTALES Y SIMULACIONES MONTE CARLO

EVANGELINA MARTÍNEZ FRANCÉS. *ADJUNTA RADIOFISICA HOSPITALARIA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (SEDE MADRID)*

MODELADO DE UN SISTEMA DE PROTONTERAPIA CON BARRIDO ACTIVO MEDIANTE EL MÉTODO DE MONTE CARLO

ALBERTO VIÑALS MUÑOZ. *ADJUNTO, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

PENG4: INTEGRACIÓN DEL ALGORITMO DE TRANSPORTE DE CLASE II DE PENELOPE EN SIMULACIONES CON GEANT4

MIGUEL ANTONIO CORTÉS GIRALDO. *PROFESOR TITULAR DE UNIVERSIDAD, UNIVERSIDAD DE SEVILLA*

SIMULACIÓN MONTE CARLO PARA REALIZAR UN ESTUDIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL ENTORNO DE UN EQUIPO LIAC HWL DE SORDINA

BEATRIZ GARCIA COSTA. *RESIDENTE DE TERCER AÑO, CONSORCIO HOSPITALARIO PROVINCIAL DE CASTELLÓN*

CÁLCULO DE DOSIS PARA DISTRIBUCIONES ESFÉRICAS DE RADIOISÓTOPOS MEDIANTE EL CÓDIGO LEGPY

VÍCTOR MOYA ZAMANILLO. *ESTUDIANTE PREDOCTORAL, UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID*

CARACTERIZACIÓN DE NUEVOS SENSORES ULTRA-DELGADOS DE SI Y SIC PARA LA DETECCIÓN DE NEUTRONES TÉRMICOS EN ACELERADOR LINEAL

FELIPE EDUARDO ZAMORANO LABBÉ. *PHD STUDENT, INSTITUTO DE MICROELECTRÓNICA DE BARCELONA–CENTRO NACIONAL DE MICROELECTRÓNICA*

NEREIDA: DESARROLLO DE UN PROGRAMA PARA EL CÁLCULO DE MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS EN INSTALACIONES CON PRODUCCIÓN DE NEUTRONES RÁPIDOS

OSIRIS DE LA CARIDAD NÚÑEZ CHONGO. *INVESTIGADOR PRE-DOCTORAL, CIEMAT*

MESA REDONDA: ESTADO DEL DESARROLLO DEL PLAN NACIONAL CONTRA EL RADÓN, ACCIONES PRIORITARIAS, ACCIONES REALIZADAS?

JUEVES 29 MAYO | 12:30–13:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: LLUÍS FONT GUITERAS. *PROFESOR TITULAR. UAB*

JUAN JOSÉ MORANT ECHEVARNE. *JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, UNIVERSIDAD ROVIRA I VIRGILI, TARRAGONA*

MARTA GARCÍA-TALAVERA SAN MIGUEL. *CSN*

MONTSERRAT GARCÍA GÓMEZ. *JEFA DE ÁREA DE SALUD LABORAL, DIRECCIÓN GENERAL DE SALUD PÚBLICA, MINISTERIO DE SANIDAD*

S. TÉCNICOS: PREPARACIÓN Y RESPUESTA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS: QUÉ DEBEMOS SABER

JUEVES 29 MAYO | 12:30–13:30 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: SHEILA RUIZ MAQUEDA. *TECNICO DE RADIOTERAPIA Y DOSIMETRIA. HOSPITAL DE UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA*

ARÁNZAZU GARCÍA MONEDERO. *JEFA DE ÁREA DE INTERVENCIÓN Y PREPARACIÓN DE ACTUANTES ANTE EMERGENCIAS, CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P1

JUEVES 29 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: SARA DELGADO ESPINOSA. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO*

RED NEURONAL CONVOLUCIONAL PARA LA REDUCCIÓN DE RUIDO EN IMÁGENES DE BAJA DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

MARINA CALATRAVA RAMÍREZ. *RESIDENTE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA HOSPITAL REGIONAL UNIVERSITARIO DE MÁLAGA*

CÁLCULO DEL CTDI A PARTIR DEL PERFIL DE DOSIS DE UN TC. COMPARACIÓN CON EL CTDI MEDIDO CON CÁMARA LÁPIZ

SARA DELGADO ESPINOSA. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO*

COMPARACIÓN DE LA ESTIMACIÓN DE DOSIS GLANDULAR MEDIA. UN NUEVO MÉTODO DE CÁLCULO

PAULA GARCIA CASTAÑON. *FEA READIOFÍSICA, HOSPITAL DE LA PRINCESA*

CONTROL DE CALIDAD EN ECÓGRAFOS: DESARROLLO TECNOLÓGICO Y SU IMPACTO EN EL DIAGNÓSTICO CLÍNICO

FRANCISCO JULIÁN MANZANO MARTÍNEZ. *JEFE DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, VITHAS SANIDAD MÁLAGA INTERNACIONAL*

CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA MULTI-ENERGÍA (TCME)

PABLO ARIAS CASTRO. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO SON ESPASES*

CALIDAD DE IMÁGENES DE TC RECONSTRUIDAS CON EL ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA ADAPTIVE STATISTICAL ITERATIVE RECONSTRUCTION (ASIR)

JESÚS JAVIER FERNÁNDEZ ROMERO. *RESIDENTE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL REGIONAL UNIVERSITARIO DE MÁLAGA*

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD EN ANGIOGRAFÍA

ANDREA ROPERO REAL. *RADIOFÍSICA INTERNA RESIDENTE DE PRIMER AÑO, HOSPITAL UNIVERSITARIO MARQUÉS DE VALDECILLA*

FACTORES DE CONVERSIÓN DOSIS EFECTIVA – PRODUCTO DOSIS ÁREA EN ESTUDIOS FLUOROSCÓPICOS DE DEGLUCIÓN PEDIÁTRICOS

DAVID GARCIA RIÑON. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ (MADRID)*

NIVELES DE REFERENCIA LOCALES PARA EXTREMIDADES EN RADIOLOGÍA GENERAL

ALICIA GONZALEZ POSE. *RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P2

JUEVES 29 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: NICOLÁS GILLARD BARROSO. *RFIR. HOSPITAL SAN PEDRO*

CARACTERIZACIÓN DEL OCTAVIUS 1600-SRS

NICOLÁS GILLARD BARROSO. *RFIR, SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, HOSPITAL UNIVERSITARIO SAN PEDRO*

FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE PLANES EN EL SISTEMA IDMS

LYDIA PÉREZ RIOS. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR*

ELECCIÓN DEL NÚMERO DE ISOCENTROS PARA DE TRATAMIENTOS DE TLI CON VMAT

CONCEPCIÓN ÁNGELES HUERTAS MARTÍNEZ. *FACULTTIVO, HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ*

COMPARACIÓN DE CRITERIOS GAMMA PARA VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO DE VMAT CON PANEL DE SILICIO AMORFO IVIEW Y SOFTWARE EPIBEAM RESPECTO A LA MATRIZ DE IONIZACIÓN OCTAVIUS 1500

JOSÉ MANUEL CALATAYUD JORDÁN. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARI FRANCESC DE BORJA*

COMPARACIÓN DE PLANES DE TRATAMIENTO DE TUMORES GINECOLÓGICOS PLANIFICADOS CON RAYSTATION VS PRECISION PARA RADIXACT

MARINA GUTIÉRREZ RUIZ. *RADIOFISICA HOSPITLARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO MARQUÉS DE VALDECILLA*

INFLUENCIA DE DIFERENTES MANIQUÍES EN LAS CURVAS DE CALIBRACIÓN DE DENSIDAD EN TC

MIGUEL MARTÍNEZ ALBALADEJO. *ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, COMPLEJO HOSPITALARIO UNIVERSITARIO DE CARTAGENA*

DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN PACIENTES CON CÁNCER DE CABEZA Y CUELLO Y SU APLICACIÓN EN LA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA

MARÍA DEL PILAR JIMÉNEZ LÓPEZ. *RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA*

EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DIRECT DENSITY EN PRESENCIA DE METALES Y SU APLICACIÓN PARA REDUCIR ARTEFACTOS METÁLICOS

JAVIER SANCHEZ ESPERON. *RADIOFÍSICO INTERNO RESIDENTE, HOSPITAL VIRGEN DEL ROCIO*

DOSIS BAJAS EN MAMA: TOMOHELICAL O TOMODIRECT

ANDREA SANCHEZ RAMOS. *FACULTATIVA DE RADIOFISICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P3

JUEVES 29 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: JUAN-FRANCISCO CALVO-ORTEGA. *FISICO. HOSPITAL QUIRÓNSALUD BARCELONA*

DOSIMETRÍA DE REFERENCIA EN HACES DE ELECTRONES CON PROTOCOLOS ACTUALIZADOS: ¿ES NECESARIA CÁMARA PLANO-PARALELA?

MÓNICA BAENA PORRAS. *TÉCNICO ESPECIALISTA EN RADIOTERAPIA HOSPITAL UNIVERSITARIO DE BADAJOZ*

EXACTRAC DYNAMIC COMO HERRAMIENTA DE POSICIONADO EN UN TRATAMIENTO DE RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA

IRENE SANZ GARCÍA. *RESIDENTE, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑÓN*

DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN MÓVIL PARA LA GESTIÓN DE INTERRUPCIONES EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA: CÁLCULO AUTOMATIZADO DE LA DOSIS BIOLÓGICAMENTE EFECTIVA (BED)

OSCAR ESTRADA PASTOR. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO GRAN CANARIA DR NEGRIN*

EVALUACIÓN DEL POSICIONAMIENTO DE LA MAMA EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DIBH MEDIANTE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO

JUAN AGUSTÍN CALAMA SANTIAGO. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA*

ANÁLISIS DE TIEMPOS Y MOVIMIENTO PROSTÁTICO INTRA-FRACCIÓN EN RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE DEL CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADO

JUAN-FRANCISCO CALVO-ORTEGA. *FISICO, HOSPITAL QUIRÓNSALUD BARCELONA*

PLANIFICACIÓN AUTOMÁTICA DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA CON EL PLANIFICADOR MONACO

MARC ALOMAR PAYERAS. *FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA, HOSPITAL UNIVERSITARI SON ESPASES*

DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLEMENTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (I): TRATAMIENTOS DE RECTO

CARLOS VILLAR. *LICENCIADO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID*

IMPACTO DE LA RADIOTERAPIA EN LAS PARÓTIDAS: ¿CUÁNTO CAMBIAN?

JOSE FERNANDO PÉREZ AZORIN. *ADJUNTO RADIOFÍSICA Y JEFE SPR, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES Y HOSPITAL QUIRONSALUD BIZKAIA*

OPTIMIZACIÓN DEL BODY GENERADO EN RAYSTATION PARA EL POSICIONAMIENTO EN RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE.

ANA REGUILÓN MARTÍN. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO MARQUÉS DE VALDECILLA*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P4

JUEVES 29 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: AGUSTÍN CEREZO FERNÁNDEZ. *NAN*

PROGRAMAS DE VIGILANCIA RADIOLOGICA AMBIENTAL ADAPTADOS AL DESMANTELAMIENTO DE CCNN

PABLO BELINCHON TORAL. *TITULADO · UNIDAD TÉCNICA DE PROTECCIÓN RADIOLOGICA, UTPR ENRESA MADRID*

IMPLANTACIÓN DE UNA HOJA DE CÁLCULO PARA EL ESTUDIO DE LA FECHA DE EVACUACIÓN DE UN DEPÓSITO DE RESIDUOS RADIACTIVOS LÍQUIDOS

MARÍA FERNÁNDEZ BENÍTEZ. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CÁCERES*

EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE LA ACTIVIDAD ALFA TOTAL EN AEROSOLES SUPERFICIALES EN SANTA CRUZ DE TENERIFE Y SU RELACIÓN CON EL CIERRE DE LA REFINERÍA

PEDRO ANGEL SALAZAR CARBALLO. *PROFESOR INVESTIGADOR, LABORATORIO DE FÍSICA MÉDICA. UNIVERSIDAD DE LA LAGUNA*

DESARROLLO DE ESCENARIOS PARA UNA METODOLOGÍA DE ESTIMACIÓN DE LA CONTAMINACIÓN RADIACTIVA DE AGUAS SUBTERRÁNEAS POR EFLUENTES LÍQUIDOS

FRANCISCO JAVIER GUILLÉN GERADA. *PROFESOR TITULAR UNIVERSIDAD, FACULTAD DE VETERINARIA, UNVIERSIDAD DE EXTREMADURA*

DESARROLLO DE PROCEDIMIENTOS DE ACTUACIÓN DE LOS LABORATORIOS DE LA RED DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL DEL CSN EN SITUACIONES ESPECIALES

PALOMA OZORES. *FUNCIONARIO TÉCNICO NV.26, CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN)*

RETOS PLANTEADOS EN EL USO DE DETECTORES DE CENTELLEO EN LA REMEDIACIÓN DE TERRENOS CONTAMINADOS CON RADIONUCLEIDOS DE ORIGEN NATURAL

ANA MARIA VICO OCON. *TÉCNICO EXPERTO DE PR, CIEMAT*

ESTUDIO DE SISTEMAS DE PURIFICACIÓN DE AIRE PARA LA REDUCCIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN

JAVIER ENRIQUE MARTÍNEZ FERRI. *TÉCNICO SUPERIOR, UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA*

CONSIDERACIONES RADIOLÓGICAS TRAS EL DESMANTELAMIENTO DE LAS CENTRALES TÉRMICAS DE CARBÓN EN ESPAÑA

JUAN CARLOS MORA CAÑADAS. *SPR, CIEMAT + LARUEX UEX CACERES*

CARACTERIZACIÓN DE UN DETECTOR DE CENTELLEO PARA MEDIDA RADIONUCLEIDOS NATURALES

ALICIA ALVAREZ GARCÍA. *INVESTIGADORA CIENTÍFICA DE OPIS, CIEMAT*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P5

JUEVES 29 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: JUAN DIEGO PALMA COPETE. *F.E.A. RADIOFÍSICA HOSPITALARIA. HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALENCIA*

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOMARCAJE CON SEMILLAS DE I-125

EDUARD AGUSTÍ-CAMPRUBÍ. *RADIOFÍSICO PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, HOSPITAL CLINIC DE BARCELONA*

ANÁLISIS DE RIESGO EN BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA

PATRICIA DE LA MONJA REY. *ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ*

DOSIMETRÍA DE LOS TRABAJADORES DE TERAPIA METABÓLICA CON I-131 EN EL COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE LEÓN (CAULE)

SARA RUIZ MARBÁN. *RADIOFÍSICA RESIDENTE, HOSPITAL DE LEÓN*

EVALUACIÓN Y MEJORA DE LOS BLINDAJES EN UNA SALA PET/CT: REDUCCIÓN DE RADIACIÓN DISPERSA Y ANÁLISIS DE LA RADIACIÓN TERCIARIA

EVA CORREDOIRA SILVA. *JEFE DE SERVICIO, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GUADALAJARA*

REVISIÓN DEL PROTOCOLO DE SEGUIMIENTO DE PACIENTES EN INTERVENCIONES INVASIVAS GUIADAS FLUOROSCÓPICAMENTE DE CARDIOLOGÍA Y RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA DE ALTA DOSIS

SERGIO ROMERO GARCÍA. *RESIDENTE DE LA ESPECIALIDAD DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARI I POLITÈCNIC LA FE*

DIVULGACIÓN DEL "CONSENSO EUROPEO EN EL USO DE BLINDAJES SOBRE PACIENTES EN EXPLORACIONES DIAGNÓSTICAS" EN TRES SERVICIOS DEL HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID

UTILIZACIÓN DE UNA PARRILLA ANTIDIFUSORA CON FOCALIZACIÓN INTERMEDIA EN RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX

KEFRÉN SÁNCHEZ NORIEGA. *F.E.A. RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO PRÍNCIPE DE ASTURIAS*

GESTIÓN DE DOSIS Y NIVELES DE REFERENCIA EN CT

LETICIA IRAZOLA ROSALES. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, CENTRO DE INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA DE LA RIOJA*

GESTIÓN DE DOSIS Y NIVELES DE REFERENCIA EN INTERVENCIONISMO

LETICIA IRAZOLA ROSALES. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, CENTRO DE INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA DE LA RIOJA*

FABIO PÉREZ GÓMEZ. *RADIOFISICO, HOSPITAL CLINICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID*

EXPOSICIÓN BREVE E-PÓSTERES | P6

P56JUEVES 29 MAYO | 14:30–15:00 | PLANTA -1

MODERA: ALICIA ALVAREZ. *INVESTIGADORA CIENTÍFICA. CIEMAT*

CORRELACIÓN ENTRE ROTURAS DE DOBLE CADENA DE ADN Y MUERTE CELULAR EN LINFOCITOS DE SANGRE PERIFÉRICA DE PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA

ÁNGELA SOLANA PEÑA. *PERSONAL INVESTIGADOR EN FORMACIÓN–DOCTORADO, UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BARCELONA*

ESTUDIO DEL EFECTO DE LA RADIACIÓN IONIZANTE SOBRE CÉLULAS PROGENITORAS ENDOTELIALES DE TIPO ECFC

SILVIA GÓMEZ ARDANAZ. *ASISTENTE DE INVESTIGACIÓN, UNIDAD DE INVESTIGACIÓN TRASLACIONAL/HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET, ZARAGOZA-INSTITUTO DE INVESTIGACIÓN SANITARIA ARAGÓN*

TRANSFERENCIA DE I131 A LA LECHE DE VACA: REVISIÓN DEL MODELO BIOCINÉTICO UTILIZANDO EXPERIMENTOS DE ALIMENTACIÓN FACTORIALES 4X4

JUAN CARLOS MORA CAÑADAS. *SPR, CIEMAT*

DESARROLLOS Y OPTIMIZACIÓN DE UN VEHÍCULO DE RESPUESTA RÁPIDA PARA EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS EN ENTORNOS URBANOS

JUAN CARLOS MORA CAÑADAS. *SPR, CIEMAT*

EL IMPACTO DE LA PRESENCIA DE LU-177M EN EL MANEJO HOSPITALARIO DE LOS RESIDUOS RADIACTIVOS LÍQUIDOS

EVALUACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA GESTIÓN DE LOS RESIDUOS MENSTRUALES GENERADOS POR UNA PACIENTE SOMETIDA A TERAPIA METABÓLICA CON LU177

ISABEL GAYOL VILORIO. *RFIR, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑÓN*

CALIBRACIÓN Y VERIFICACIÓN DE UN ANALIZADOR MULTICANAL PARA LA MEDICIÓN DE BAJAS CONCENTRACIONES DE LU-177 EN MUESTRAS BIOLÓGICAS

DANIEL BLASCO AVELLANEDA. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA*

ESTUDIO PILOTO SOBRE LA PERCEPCIÓN DEL RIESGO DE LOS CAMPOS ELECTROMAGNÉTICOS EN PROFESIONALES SANITARIOS

ARANZAZU SANCHIS. *CIENTÍFICA TITULAR OPIS, ISCIII*

CHARLA PLENARIA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA

JUEVES 29 MAYO | 15:00–16:00 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: MERCE GINJAUME. *INVESTIGADORA. UPC*

VERÓNICA MORÁN. *JEFA DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA E IMAGEN MÉDICA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (MADRID)*

MESA REDONDA: IMPACTO DE LOS MOLDES IMPRESOS EN 3D EN LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS PARA BRAQUITERAPIA Y EQUIPOS DE IMAGEN DIAGNÓSTICA

JUEVES 29 MAYO | 15:00–16:00 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: JOSÉ CARLOS ARIAS DOMÍNGUEZ. *TECNICO SUPERIOR RADIOTERAPIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO TOLEDO*

ALEJANDRO FERRANDO SÁNCHEZ. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO. FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA, H.U. 12 DE OCTUBRE DE MADRID*

LEANDRO DE LA SIERRA. *TÉCNICO SUPERIOR EN IMAGEN PARA EL DIAGNOSTICO TSID, HOSPITAL UNIVERSITARIO RIO HORTEGA*

SIMPOSIO (RT): GESTIÓN DE LAS INTERRUPCIONES DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA

JUEVES 29 MAYO | 16:00–17:00 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: RAFAEL LINARES DOBLADO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA–JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. HOSPITAL QUIRÓNSALUD INFANTA LUISA (SEVILLA)*

JOSÉ MANUEL DE LA VEGA. *FACULTATIVO, HOSPITAL UNIVERSITARIO REINA SOFÍA (CÓRDOBA)*

GUSTAVO POZO RODRÍGUEZ. *MEDICAL PHYSICIST, HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE, MADRID.*

ORALES RT III.1 PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS II

JUEVES 29 MAYO | 16:00–17:00 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: JAIME MARTÍNEZ ORTEGA. *JEFE DE SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. HU PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA*

INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE ISOCENTRO EN TRATAMIENTOS DE NEURALGIA DEL TRIGÉMINO EN ACELERADOR LINEAL: ¿DOSIS EN UN PUNTO?

FERNANDO MAÑERU CÁMARA. *RADIOFÍSICO ADJUNTO, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

FÍSICA DE LA SBRT DE MAMA EN SESIÓN ÚNICA DE 24GY SIN OPERAR

SANTIAGO VELÁZQUEZ MIRANDA. *FUNDADOR DE LA COMPAÑÍA ANATOMICAL GEOMETRY, JEFE DE PR Y RADIOFÍSICO EXPERTO EN SBRT Y RADIONCOLOGÍA PEDIÁTRICA, HUVR*

CUANTIFICACIÓN DE LA MODULACIÓN DE APERTURAS EN PLANES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA

VÍCTOR HERNÁNDEZ MASGRAU. *FÍSICO ADJUNTO, HOSPITAL UNIVERSITARI SANT JOAN DE REUS*

PRECISIÓN DE LA ADAPTACIÓN DEL TRATAMIENTO EN UN MR-LINAC

CARLOS FERRER. *HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ (MADRID)*

PREDICCIÓN DE DISTRIBUCIONES DE DOSIS Y SELECCIÓN DE TÉCNICA EN RADIOTERAPIA DE MAMA USANDO REDES NEURONALES

PEDRO GALLEGO FRANCO. *ADJUNTO, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU*

AUTOMATIZACIÓN DE LA SELECCIÓN DE TÉCNICAS Y PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA DE MAMA USANDO DEEP LEARNING

PEDRO GALLEGO FRANCO. *ADJUNTO, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU*

COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE OPTIMIZACIÓN EN RADIOCIRUGÍA DE MÚLTIPLES METÁSTASIS: HYPERARC VS. TÉCNICAS CONVENCIONALES EN ECLIPSE

MIREIA PALLARÉS RIPOLLÉS. *RESIDENTE DE TERCER AÑO, INSTITUTO VALENCIANO DE ONCOLOGÍA*

ORALES RT IV.1: IMAGEN EN RADIOTERAPIA Y MODELOS PREDICTIVOS

JUEVES 29 MAYO | 16:00–17:00 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: MARÍA LIZONDO GISBERT. *FACULTATIVA. HOSPITAL UNIVERSITARI DE TERRASSA*

COMPARACIÓN DE LA DETECTABILIDAD EN TC EN DIFERENTES SISTEMAS DE IMAGEN CBCT DE RADIOTERAPIA

IVÁN ESCOBAR COROMINAS. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

CLASIFICACIÓN AUTOMÁTICA DE IMÁGENES TC4D EN FASES RESPIRATORIAS SIN HERRAMIENTAS DE SEGUIMIENTO EXTERNAS

EDUARDO RUIZ GARCÍA. *RESIDENTE DE TERCER AÑO, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE CIUDAD REAL*

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN PROTOCOLOS DE CBCT: ESTUDIO DEL ALGORITMO ICBCT EN LA REGIÓN DE CABEZA Y CUELLO

ANA MARIA SANIA ALCOVER. *RESIDENTE 2º AÑO, CLINIC DE BARCELONA*

OPTIMIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO EN CÁNCER DE PULMÓN MEDIANTE MODELOS RADIÓMICOS PREDICTIVOS Y DE SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA BASADOS EN IMÁGENES PET/TC CON Y SIN COMPENSACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO

CARMEN SALVADOR RIBÉS. *INVESTIGADORA PREDOCTORAL, INSTITUTO DE INVESTIGACIÓN SANITARIA LA FE*

EFECTIVIDAD DE LA ESCALADA DE DOSIS CON BOOST EN CÁNCER DE RECTO LOCAMENTE AVANZADO. ANÁLISIS DE LA VALORACIÓN DE LA RESPUESTA POR IMAGEN (RM) Y PATOLÓGICA

ALEXANDRA ELENA STOICA ROSCIUPCHIN. *MIR, H U LA PRINCESA*

ESTIMACIÓN DEL RIESGO DERIVADO DE LA DOSIS ABSORBIDA ASOCIADA AL KV-CBCT EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON RADIOTERAPIA EXTERNA

SAVANNAH PIÉ-PADRÓ. *FACULTATIVO ESPECIALISTA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON*

ORALES C6: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

JUEVES 29 MAYO | 16:00–17:00 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: JOSE MANUEL ORDIALES SOLÍS. *JEFE DE SECCIÓN, SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA. FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CÁCERES*

ESTUDIO DE PROTECCIÓN DE LA PIEL EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DE CÁNCER DE MAMA MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO

SANDRA OLIVER GIL. *INVESTIGADORA, UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA*

ANÁLISIS PROSPECTIVO DEL RIESGO EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

ROCÍO GARCÍA MARCOS. *RADIOFISICO HOSPITALARIO, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑÓN*

LA INESPERADA LLEGADA DE UN ACELERADOR LINEAL PORTÁTIL DE ELECTRONES PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA EN UN QUIRÓFANO CONVENCIONAL. DOSIMETRÍA DE ÁREA Y COMO VOLVER A NUESTRO ESTADO FUNDAMENTAL

RAFFAELE DANILO ESPOSITO. *RADIOFISICO, HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE ELCHE*

SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN FUNCIÓN DEL CRITERIO GAMMA DE ANÁLISIS

DAVID SÁNCHEZ-ARTUÑEDO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON (BARCELONA)*

EL SISTEMA DE INFORMACIÓN ONCOLÓGICA (OIS) COMO HERRAMIENTA CLAVE EN EL DESARROLLO DE LAS MATRICES DE RIESGO EN RADIOTERAPIA

JAVIER LUPIANI CASTELLANOS. *JEFE DE UCG RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE JEREZ*

LISTADOS DE VERIFICACIÓN PARA LA REVISIÓN DEL PLAN DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA EXTERNA

CRISTINA MORENO SAIZ. *ADJUNTO RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO CLÍNICO SAN CECILIO DE GRANADA*

EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA FRENTE A LA EXPOSICIÓN A RADÓN-220 EN LA MANIPULACIÓN DE MICROPARTÍCULAS [224RA]RACACO3 PARA ADMINISTRACIÓN INTRAPERITONEAL EN PACIENTES CON CARCINOMA DE OVARIO

ROCÍO RAMOS MEMBRIVE. *RESPONSABLE DE LA UNIDAD, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

MESA REDONDA: IMPLEMENTACIÓN DEL RD 1029/2022 RPSI Y RD 1217/2024 RINR

JUEVES 29 MAYO | 16:00–17:00 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: INMACULADA SIMÓN. *SUB-DIRECTORA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA AMBIENTAL CSN*

INMACULADA SIMÓN. *SUB-DIRECTORA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA AMBIENTAL CSN*

ANNA PRIM. *JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, CENTRAL NUCLEAR DE VANDELLÒS II*

RICARDO TORRES CABRERA. *JEFE DE SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID*

S. TÉCNICOS: DOSIMETRÍA IN VIVO: NUEVAS FRONTERAS EN LA VERIFICACIÓN DE DOSIS

JUEVES 29 MAYO | 16:00–17:00 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: ADRIÁN GARCÍA RESCALVO. *TÉCNICO DOSIMETRISTA. HOSPITAL UNIVERSITARIO REY JUAN CARLOS*

CARMEN LIBERTAD CANDON GONZAÑEZ. *RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA*

ASAMBLEA SEPR

JUEVES 29 MAYO | 17:00–18:00 | SALA TOLEDO SEPR

S. TÉCNICOS: RADIOMICA. EXTRACCIÓN DE DATOS EN LA ERA DEL DIAGNÓSTICO POR IMAGEN Y LA ONCOLOGÍA PERSONALIZADA

JUEVES 29 MAYO | 17:00–18:00 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: ISABEL LORENZO. *TÉCNICO SUPERIOR EN RADIOTERAPIA Y DOSIMETRÍA E IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO. CENTRO DE PROTONTERAPIA QUIRÓNSALUD, MADRID.*

BORJA RODRÍGUEZ. *UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS*

BLANCA RODRÍGUEZ GONZÁLEZ.

VIERNES 30 MAYO

	AUDITORIO SEFM	SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II	SALAS EL GRECO A SEFM III	SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA	SALA TOLEDO SEPR	SALA MIRADERO S. TÉCNICOS
09:00	SIMPOSIO (RT): RADIOTERAPIA E INMUNOMODULACIÓN: CÁLCULO DE DOSIS A LA SANGRE CIRCULANTE Y SU IMPACTO EN EL SISTEMA INMUNE	DEBATE (RD/MN): ¿POR QUÉ TANTAS DIFERENCIAS? HOMOGENEIZACIÓN DE LA GESTIÓN DE DOSIS EN RADIODIAGNÓSTICO Y/O MEDICINA NUCLEAR ENTRE CENTROS	ORALES RD II: TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD	SIMPOSIO: PR DE LAS PERSONAS Y EL MEDIO AMBIENTE EN CASO DE ACCIDENTE NUCLEAR DE GRAN ESCALA (PUBLICACIÓN 146 DE ICRP)	ORALES 6: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL	S. TÉCNICOS: INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN ONCOLOGÍA: TRANSFORMANDO LA RADIOTERAPIA Y LA RADIOLOGÍA
09:45	SIMPOSIO (RT): ¿ESTA EL CONCEPTO DEL MARGEN DEL PTV OBSOLETO EN LA PLANIFICACIÓN PARA FOTONES Y PROTONES? INTRODUCCIÓN A LA PLANIFICACIÓN PROBABILÍSTICA	ORALES RT III.2: GESTIÓN DEL CAMBIO INTER- INTRA-FRACCIÓN I		ORALES C7: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN	MESA REDONDA: NUEVAS RECOMENDACIONES DE ICRP	
10:00						S. TÉCNICOS: FUNCIONES CLAVE DEL TÉCNICO EN FÍSICA MÉDICA: DESAFÍOS Y OPORTUNIDADES EXTRAÍDAS DEL GRUPO DE TRABAJO
10:30	PAUSA CAFÉ | VISITA EXPOSICIÓN COMERCIAL (PLANTA -2 / ESPACIO ZOCODOVER) | VISITA E-PÓSTERES (PLANTA-1)					
11:30	ORALES RT III.1: PLANIFICACIÓN/ OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS III	ORALES RT III.2: GESTIÓN DEL CAMBIO INTER- INTRA-FRACCIÓN II	ORALES MN I: DOSIMETRÍA DE PACIENTES II	ORALES C8: NUEVAS TÉCNICAS/ TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)	ORALES 7: GESTIÓN DE RESIDUOS	S. TÉCNICOS: EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DE DISTINTOS SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN EN PROTONTERAPIA
12:30	CHARLA PLENARIA CLAUSURA: EXPOSICIÓN A RADIACIÓN CÓSMICA DEL PERSONAL DE TRIPULACIÓN DE AERONAVES. (SALA AUDITORIO)					
13:30	ENTREGA DE PREMIOS Y MESA DE CLAUSURA (SALA AUDITORIO)					
14:00 - 15:00	CÓCTEL DE DESPEDIDA					

SIMPOSIO (RT): RADIOTERAPIA E INMUNOMODULACIÓN: CÁLCULO DE DOSIS A LA SANGRE CIRCULANTE Y SU IMPACTO EN EL SISTEMA INMUNE

VIERNES 30 MAYO | 09:00–09:45 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: RAFAEL LINARES DOBLADO. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA–JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. HOSPITAL QUIRÓNSALUD INFANTA LUISA (SEVILLA)*

CHARLOTTE ROBERT. *PARIS SACLAY UNIVERSITY/INSTITUTE GUSTAVE ROUSSY (PARÍS, FRANCIA)*

MARINA GARCÍA-CARDOSA. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO, DEPARTAMENTO DE FÍSICA Y MATEMÁTICA APLICADA, FACULTAD DE CIENCIAS, UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

DEBATE (RD/MN): ¿POR QUÉ TANTAS DIFERENCIAS? HOMOGENEIZACIÓN DE LA GESTIÓN DE DOSIS EN RADIODIAGNÓSTICO Y/O MEDICINA NUCLEAR ENTRE CENTROS

VIERNES 30 MAYO | 09:00–09:45 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: ANDREA GONZÁLEZ. *HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET (ZARAGOZA)*

ANTONIO FRANCISCO GONZÁLEZ LÓPEZ. *HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA (MURCIA)*

JULIO ALMANSA. *FACULTATIVO ESPECIALISTA DE ÁREA, HOSP. UNIVERSITARIO VIRGEN DE LAS NIEVES (GRANADA)*

ORALES RD II: TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

VIERNES 30 MAYO | 09:00–10:30 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: ROBERTO MARIANO SÁNCHEZ CASANUEVA. *FACULTATIVO ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA. HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS (MADRID)*

ACEPTACIÓN DE UN CT BASADO EN PHOTON COUNTING: EXPERIENCIA CON EL NAEOTOM ALPHA

EVANGELINA MARTÍNEZ FRANCÉS. *ADJUNTA RADIOFISICA HOSPITALARIA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (SEDE MADRID)*

IDONEIDAD DE LOS MANIQUÍES DE ESFERAS DE ALUMINIO PARA EL CONTROL DE SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA

JESÚS GARCÍA OVEJERO. *ADJUNTO, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (MADRID).*

UNIFICACIÓN DE LA VISUALIZACIÓN DE LAS IMÁGENES CLÍNICAS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA: APLICACIÓN DEL TG-233

ANDREI CRISTIAN MARIN CIOCAN. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO, GRUPO BIOMÉDICO ASCIRES*

COMPARATIVA DE MÉTODOS DE CÁLCULO DE DGM: TG282 VS DANCE

EMILIO ALTOZANO RUIZ. *RESIDENTE R2 RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DE LAS NIEVES*

NUEVA METODOLOGÍA PARA LA OBTENCIÓN DE LA EFICIENCIA GEOMÉTRICA EN CT EMPLEANDO EL DETECTOR RAYSAFE X2

JOSÉ MANUEL ÁLVAREZ PÉREZ. *RESIDENTE DE TERCER AÑO EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

VALIDACIÓN CLÍNICA DE SISTEMA DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL DE CT DE TÓRAX AI-RAD COMPANION DE SIEMENS

ENRIQUE CANO IGLESIAS. *ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HC MARBELLA Y HOSPITAL UNIVERSITARIO REINA SOFÍA*

ANÁLISIS DE LA REPRODUCIBILIDAD DE DISTINTOS MÉTODOS PARA EVALUAR LA CALIDAD DE IMAGEN GLOBAL EN RADIOLOGÍA DIGITAL

MIREN LAMAISON VIDARTE. *R3, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA*

PROTOCOLOS DE IMAGEN EN TC: UN MODELO DE CONSENSO EN LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE ANDALUCÍA

ESTHER ANGULO PAIN. *FEA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR (CÁDIZ)*

CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE MODULACIÓN DE DOSIS EN CT UTILIZANDO LOS MANIQUÍES CILÍNDRICOS DOSIMÉTRICOS DE PMMA. VALIDACIÓN CON EL MANIQUÍ MERCURY

JOSÉ MANUEL ÁLVAREZ PÉREZ. *RESIDENTE DE TERCER AÑO EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

SIMPOSIO: PR DE LAS PERSONAS Y EL MEDIO AMBIENTE EN CASO DE ACCIDENTE NUCLEAR DE GRAN ESCALA (PUBLICACIÓN 146 DE ICRP)

VIERNES 30 MAYO | 09:00–09:45 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: ALEGRIA MONTORO MONTORO. *RESPONSABLE LABORATORIO DOSIMETRÍA BIOLÓGICA. HOSPITAL UNIVERSITARIO Y POLITÉCNICO LA FE*

MILAGROS MONTERO. *RESPONSABLE DE LA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE INTERVENCIÓN, CIEMAT*

ANTONIO ORTIZ OLMO. *COORDINADOR TECNICO DE EMERGENCIAS CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

CARLOS GARCÍA VEGAS. *JEFE DE ÁREA DE RIESGOS TECNOLÓGICOS, DIRECCIÓN GENERAL DE PROTECCIÓN CIVIL Y EMERGENCIAS*

ORALES 6: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL

VIERNES 30 MAYO | 09:00–09:45 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: ANNA PRIM. *JEFE DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA CENTRAL NUCLEAR DE VANDELLÒS II*

IMPLICACIONES DEL NUEVO LÍMITE DE DOSIS DEL CRISTALINO: RESULTADOS DE ENCUESTAS Y ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN EN ESPAÑA

ANNA CAMP BRUNÉS. *INVESTIGADORA, TÉCNICA DE LABORATORIO, INSTITUT DE TÈCNIQUES ENERGÈTIQUES–UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA*

CALIBRACIÓN SIMULTÁNEA DE DOSÍMETROS DE CRISTALINO

ALBERTO ANGULO SANTOS. *RESIDENTE, INSTITUTO VALENCIANO DE ONCOLOGÍA*

ESTUDIO DE LA RESPUESTA RADIOLÓGICA DE UN CONJUNTO DE DOSÍMETROS DE CRISTALINO DE ACUERDO CON LOS REQUISITOS DE LA NORMA IEC 62387

ARLENE CORTÉS BALCELLS. *TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN Y LABORATORIO, INTE UPC*

CARNÉ RADIOLÓGICO DIGITAL. DESARROLLO E IMPLANTACIÓN

IGNACIO CALAVIA GIMENEZ. *JEFE DE ÁREA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LOS TRABAJADORES, CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

IMPLICACIONES DERIVADAS DE LA ENTRADA EN VIGOR DE LOS NUEVOS COEFICIENTES DE DOSIS INTERNA EN LA VIGILANCIA OPERACIONAL DEL DESMANTELAMIENTO DEL LABORATORIO DE EMISORES A DEL CIEMAT

MARÍA DEL CARMEN NOGUERALES BARTOLOMÉ. *JEFA DE SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, CIEMAT*

S. TÉCNICOS: INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN ONCOLOGÍA: TRANSFORMANDO LA RADIOTERAPIA Y LA RADIOLOGÍA

VIERNES 30 MAYO | 09:00–10:00 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: VANESA VÁZQUEZ CAMELLO. *COORDINADORA DE TÉCNICOS DE RADOTERAPIA Y DOSIMETRIA. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA*

SIMPOSIO (RT): ¿ESTA EL CONCEPTO DEL MARGEN DEL PTV OBSOLETO EN LA PLANIFICACIÓN PARA FOTONES Y PROTONES? INTRODUCCIÓN A LA PLANIFICACIÓN PROBABILÍSTICA

VIERNES 30 MAYO | 09:45–10:30 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: JUAN ANTONIO VERA-SÁNCHEZ. *ADJUNTO AL SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA. CENTRO DE PROTONTERAPIA QUIRONSALUD*

JUAN MARIA PEREZ MORENO. *RADIOFISICO HOSPITALARIO, CENTRO DE PROTONTERAPIA QUIRONSALUD*

JESÚS ROJO SANTIAGO. *R2 EN RADIOFISICA HOSPITALARIA, ERASMUSMC MEDICAL CENTER & HOLLAND PROTON THERAPY CENTER. ROTTERDAM (THE NETHERLANDS).*

ORALES RT III.2: GESTIÓN DEL CAMBIO INTER- INTRA-FRACCIÓN I

VIERNES 30 MAYO | 09:45–10:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: CLARA NAVARRO IBARRA. *ADJUNTO. HOSPITAL UNIVERSITARIO TOLEDO*

COLOCACIÓN EN MAMAS: TATUAJES VS. SGRT

ÁLVARO MUÑOZ BRUQUE. *R3 RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, H. U. VIRGEN MACARENA*

OPTIMIZACIÓN DE CONTORNOS EXTERNOS EN ECLIPSE, RAYSTATION Y ELEMENTS PARA RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE CON EXACTRAC DYNAMIC

ANA REGUILÓN MARTÍN. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO MARQUÉS DE VALDECILLA*

DESARROLLO DE DISPOSITIVOS DE INMOVILIZACIÓN BASADOS EN FABRICACIÓN ADITIVA PARA RADIOTERAPIA DE EXTREMIDADES: UNA PRUEBA DE CONCEPTO

PABLO CASTRO TEJERO. *ADJUNTO RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE LA PRINCESA*

DESARROLLO DE DISPOSITIVOS DE INMOVILIZACIÓN BASADOS EN FABRICACIÓN ADITIVA PARA RADIOTERAPIA DE EXTREMIDADES: IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA

PABLO CASTRO TEJERO. *ADJUNTO RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE LA PRINCESA*

REVISIÓN DE DESPLAZAMIENTOS EN RADIOCIRUGÍA Y RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA FRACCIONADA

LAURA DÍAZ TOMÉ. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO CLÍNICO SAN CECILIO*

ORALES C7: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

VIERNES 30 MAYO | 09:45–10:30 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: EDUARDO MEDINA GIRONZINI. *PRESIDENTE DE LA FEDERACIÓN DE RADIOPROTECCIÓN DE AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE–FRALC PRESIDENTE DE LA SOCIEDAD PERUANA DE RADIOPROTECCIÓN–SPR SOCIO DE HONOR DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. FEDERACIÓN DE RADIOPROTECCIÓN DE AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE–FRALC*

CURSO DE FORMACIÓN DE EURADOS: MANIQUÍES COMPUTACIONALES DE MALLAS PARA FÍSICA DE RADIACIONES

MONTSERRAT MORALEDA CHAVES. *INVESTIGADORA, CIEMAT*

EDUCACIÓN Y FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA ESTUDIANTES UNIVERSITARIOS Y NO UNIVERSITARIOS DE CIENCIAS DE LA SALUD EN ESPAÑA

SERGIO CAÑETE. *RESPONSABLE PR UNIVERSIDAD DE MÁLAGA, UNIVERSIDAD DE MÁLAGA*

COMUNICACIÓN E INFORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA: EL PAPEL DE LAS SOCIEDADES CIENTÍFICAS EN EL DESARROLLO SOCIAL Y TECNOLÓGICO DEL PAÍS

DENISE LEVY. *DIRECTORA DE COMUNICACIÓN, SOCIEDADE BRASILEIRA DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA–SBPR*

EDUCACIÓN Y ENTRENAMIENTO EN RADIOTERANÓSTICA: LO QUE SABEMOS Y LO QUE HEMOS DE APRENDER

CARI BORRÁS. *FÍSICA RADIOLÓGICA Y DE SERVICIOS DE SALUD, DIRECCIÓN PARTICULAR*

HABILIDADES DOCENTES DE FORMADORES Y ACTITUD DE ROTANTES EN UNA INSTALACIÓN DE PROTONES

CARLOS FERRER. *HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ (MADRID)*

MESA REDONDA: NUEVAS RECOMENDACIONES DE ICRP

VIERNES 30 MAYO | 09:45–10:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: JAVIER ZARZUELA. *DIRECTOR TÉCNICO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. CSN*

EDUARDO GALLEGO. *DOCTOR INGENIERO INDUSTRIAL POR LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID. CATEDRÁTICO DE INGENIERÍA NUCLEAR, DEPARTAMENTO ING. ENERGÉTICA. ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES. UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID.*

JOSEP M. *MARTÍ. JEFE DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

MARÍA ANTONIA LÓPEZ. *PRESIDENTA SEPR, CIEMAT*

S. TÉCNICOS: FUNCIONES CLAVE DEL TÉCNICO EN FÍSICA MÉDICA: DESAFÍOS Y OPORTUNIDADES EXTRAÍDAS DEL GRUPO DE TRABAJO

VIERNES 30 MAYO | 10:00–10:30 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

JULIO MARTINEZ.

ISABEL PALAZÓN CANO. *DOSIMETRISTA, HOSPITAL RUBER INTERNACIONAL*

RALES RT III.1 PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS III

VIERNES 30 MAYO | 11:30–12:30 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: ANDREA GONZÁLEZ. *HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET (ZARAGOZA)*

DISTRIBUCIÓN CLÍNICA DE NODOS Y RENDIMIENTO GEOMÉTRICO DEL SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA ZAP-X

PEDRO BORJA AGUILAR REDONDO. *ESPECIALISTA ADJUNTO, INSTITUTO DE RADIOCIRUGIA AVANZADA*

ESTUDIO COMPARATIVO DE MATERIALES FLEXIBLES PARA IMPRESIÓN 3D CON APLICACIÓN CLÍNICA COMO BOLUS EN RADIOTERAPIA

MARÍA LIZONDO GISBERT. *FACULTATIVA, HOSPITAL UNIVERSITARI DE TERRASSA*

ANÁLISIS DE LA ROBUSTEZ DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA LATTICE EMPLEANDO DATOS DE MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN

ALEJANDRO PRADO BARRAGÁN. *RADIOFISICO ADJUNTO, HU HM SANCHINARRO*

DISEÑO DE BOLUS IMPRESO EN 3D PARA RADIOTERAPIA EN PACIENTE CON ENUCLEACIÓN OCULAR: VIABILIDAD Y REPRODUCIBILIDAD

BEATRIZ GARCIA COSTA. *RESIDENTE DE TERCER AÑO, CONSORCIO HOSPITALARIO PROVINCIAL DE CASTELLÓN*

EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE MÁRGENES CTV-PTV EN TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO MEDIANTE ACUMULACIÓN DE DOSIS BASADA EN REGISTRO DEFORMABLE

GUILLERMO PARADELA DÍAZ. *R3 DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL UNIVERSITARIO DE LA PRINCESA*

DISEÑO DE UNA MÉTRICA COMPARATIVA PARA EVALUAR DIFERENCIAS EN PLANES DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA Y VALIDACIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE FLUENCIAS

ENRIQUE TENLLADO BAENA. *LICENCIADO ESPECIALISTA, COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE SALAMANCA*

ORALES RT III.2: GESTIÓN DEL CAMBIO INTER- INTRA-FRACCIÓN II

VIERNES 30 MAYO | 11:30–12:30 | SALAS EL GRECO (C1+C2) SEFM II

MODERA: RUTH RODRÍGUEZ ROMERO. *ADJUNTA ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO-MAJADAHONDA*

INFLUENCIA DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO EN LA DOSIMETRÍA DE LOS TRATAMIENTOS DE PULMÓN

FRANCISCO JAVIER SAN MIGUEL AVEDILLO. *JEFE DE SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y RADIOFÍSICA, HOSPITAL CENTRAL DE LA DEFENSA 'GÓMEZ ULLA'*

EVOLUCIÓN INTERFRACCIÓN DE TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO MONITORIZADOS CON EXACTRAC DYNAMIC

BEATRIZ SPA GOMEZ. *FACULTATIVA ADJUNTA, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCIO*

ANÁLISIS DE LA TÉCNICA DE RESPIRACIÓN MANTENIDA DIBH EN RADIOTERAPIA DE CÁNCER DE MAMA IZQUIERDA

MIRIAM SÁNCHEZ PÉREZ. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID*

DETERMINACIÓN DEL MOVIMIENTO PROSTÁTICO INTRA-FRACCIÓN MEDIANTE UN SISTEMA ECOGRÁFICO

MARIA ANGELES ARIZA JIMENEZ. *FEA RADIOFISICA HOSPITALARIA, HOSPITAL REINA SOFIA*

NIVELES DE ACCIÓN PERSONALIZADOS PARA ERRORES DE POSICIONAMIENTO EN RADIOTERAPIA

ANDRÉS COLLADO SOTO. *RESIDENTE DE PRIMER AÑO, HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN MACARENA*

EVALUACIÓN DE LA EFICACIA DE LA MONITORIZACIÓN POR SUPERFICIE EN TRATAMIENTOS INTRACRANEALES CON MÁSCARA DE INMOVILIZACIÓN.

ADRIÁN GUTIÉRREZ RUIZ. *RADIOFÍSICO HOSPITALARIO Y DOCTORANDO, UZ BRUSSEL*

ORALES MN I: DOSIMETRÍA DE PACIENTES II

VIERNES 30 MAYO | 11:30–12:30 | SALAS EL GRECO A SEFM III

MODERA: JOSÉ ANTONIO TERRÓN LEÓN. *JEFE DE SERVICIO DE RADIOFÍSICA HOSPITAL U. VIRGEN MACARENA. SEVILLA*

DOSIMETRÍA PERSONALIZADA Y NO INVASIVA EN SANGRE Y MÉDULA ÓSEA PARA EL TRATAMIENTO CON I-131 EN PACIENTES CON CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA ALTERNATIVA PARA LA EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN DE ACLARADO HEPÁTICO MEDIANTE GAMMAGRAFÍA HEPATOBILIAR CON MEBROFENINA

ALBERTO MARTÍNEZ MORENO. *RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

COMPARACIÓN DE TÉCNICAS DOSIMÉTRICAS BASADAS EN IMAGEN POSTRATAMIENTO DE RADIOEMBOLIZACIÓN CON 90Y EN ESCÁNERES PET DE CENTELLEADORES LYSO Y BGO

MANUEL DE LA CRUZ GONZÁLEZ. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARI DE BELLVITGE*

COMPARATIVA DE LOS COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD PARA 177LU EN DIFERENTES GAMMACÁMARAS

BEATRIZ CASASOLA MUÑOZ. *RESIDENTE DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA, HUPM, HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR*

VALIDACIÓN DE UN FLUJO DE TRABAJO PARA LA CUANTIFICACIÓN EN LA GAMMAGRAFÍA SALIVAR CON 99MTC-PERTECNETATO

FRANCISCO MIGUEL CAMBA CAPITÁN. *RESIDENTE (R2), HOSPITAL UNIVERSITARI DE BELLVITGE-INSTITUT CATALÀ D'ONCOLOGIA (ICO)*

COMPARACIÓN DEL PERIODO EFECTIVO DE ELIMINACIÓN PARA [177LU]LU-DOTA-TATE Y [177LU]LU-PSMA-617

DANIEL ALEXANDER MUSSON GOMEZ. *RESIDENTE, HOSPITAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARANON*

ORALES C8: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

VIERNES 30 MAYO | 11:30–12:30 | SALAS EL GRECO (D1+D2) MIXTA

MODERA: JUAN FRANCISCO NAVARRO AMARO. *RESPONSABLE DEL LABORATORIO DEL CONTADOR DE RADIACTIVIDAD CORPORAL (UNIDAD DE DOSIMETRÍA DE RADIACIONES). CIEMAT*

METODOLOGÍAS PARA EVALUAR EL IMPACTO RADIOLÓGICO DE UN LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN EN FUSIÓN NUCLEAR

EDUARDO GALLEGO. *DOCTOR INGENIERO INDUSTRIAL POR LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID. CATEDRÁTICO DE INGENIERÍA NUCLEAR, DEPARTAMENTO ING. ENERGÉTICA. ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES. UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID.*

PRIMEROS MAPAS MICRODOSIMÉTRICOS EN PROTONTERAPIA EN EL DCPT

CARLA RIERA-LLOBET. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO, IMB-CNM (CSIC)*

CARACTERIZACIÓN DE NUEVOS DOSÍMETROS RESISTENTES A LA RADIACIÓN EN CONDICIONES FLASH CON ELECTRONES

ANGELA MARÍA HENAO ISAZA. *ESTUDIANTE DE DOCTORADO, IMB-CNM*

CARACTERIZACIÓN DE UN ACELERADOR FLASH DE ELECTRONES: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIMETRÍA Y CÁLCULOS DE BARRERAS CON GAMOS

JUAN IGNACIO LAGARES GONZÁLEZ. *INVESTIGADOR, CIEMAT*

EJEMPLO DE APLICACIÓN DE LA TECNOLOGÍA DE ESCÁNER ÓPTICO 3D EN UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA

JUAN CARLOS PARREÑO SÁNCHEZ. *RESIDENTE RADIOFÍSICA, HOSPITAL PROVINCIAL DE CASTELLÓN*

RADIODIAGNÓSTICO DE ISQUEMIA, HEMORRAGIA Y EDEMA CEREBRAL EN ENTORNOS CON RECURSOS LIMITADOS: SIMULACIÓN 2D-3D DE RADIOGRAFÍAS DIGITALES Y EQUIVALENCIA HU-ESCALA DE GRISES OPTIMIZADA POR INTELIGENCIA ARTIFICIAL

JUAN YOVERA ALVAREZ. *MEDICO, INSTITUT CATALÀ DE LA SALUT*

INNOVACIÓN EN TRATAMIENTOS SUPERFICIALES CON RADIONÚCLIDOS ABIERTOS (RHENIUM-188): OPTIMIZACIÓN DOSIMÉTRICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO

SERGIO LOZARES CORDERO. *ADJUNTO RADIOFÍSICO HOSPITALARIO HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET*

ORALES 7: GESTIÓN DE RESIDUOS

VIERNES 30 MAYO | 11:30–12:30 | SALA TOLEDO SEPR

MODERA: PABLO CUEVAS CORTIGUERA. *SUBJEFE PR. UTPR ENRESA*

ACTUACIÓN DE ENRESA SOBRE CONTROL DE FUENTES RADIACTIVAS HUÉRFANAS RD451/2020

ELENA ALCAIDE TRENAS. *JEFA UTPR ENRESA, ENRESA*

GESTIÓN DE FUENTES DE RA-226. INICIATIVA OIEA

MARIA TERESA PEINADOR NUÑO. *JEFA UNIDAD DE GESTIÓN DE RESIDUOS DE INSTALACIONES RADIACTIVAS, ENRESA*

ALTERNATIVAS PARA REDUCIR LAS CANTIDADES DE MATERIALES RESIDUALES GENERADOS POR INDUSTRIAS NORM

ALMUDENA REAL GALLEGO. *JEFA DE LA UNIDAD DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, CIEMAT*

DETERMINACIÓN DE 55FE Y 63NI EN MUESTRAS DE CENTRALES NUCLEARES EN DESMANTELAMIENTO, MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE CENTELLEO LÍQUIDO Y REGRESIÓN PLS

SAROA ROZAS GUINEA. *PROFESORA AGREGADA, ESCUELA DE INGENIERÍA DE BILBAO (UPV/EHU)*

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DEL BÚNKER DE UN CICLOTRÓN Y GESTIÓN DE RESIDUOS RADIACTIVOS

KAREN ARLET GUZMÁN GARCÍA. *DOCTORA EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA NUCLEAR POR LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID. INGENIERA DE DESMANTELAMIENTO Y RECUPERACIÓN AMBIENTAL ENUSA MADRID*

CARACTERIZACIÓN DE RESIDUOS RADIACTIVOS PROCEDENTES DEL DESMONTAJE DE ACELERADORES LINEALES

ELENA ALCAIDE TRENAS. *JEFA UNIDAD TÉCNICA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, ENRESA*

EVALUACIÓN DEL RIESGO DE EXPOSICIÓN EXTERNA DEBIDO A LA ACTIVACIÓN DE COLIMADORES DE BRONCE EN PROTONTERAPIA

TOMÁS LÓPEZ IGLESIAS. *ESTUDIANTE, UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID*

S. TÉCNICOS: MESA REDONDA. EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DE DISTINTOS SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN EN PROTONTERAPIA

VIERNES 30 MAYO | 11:30–12:30 | SALA MIRADERO S. TÉCNICOS

MODERA: SHEILA RUIZ MAQUEDA. *TECNICO DE RADIOTERAPIA Y DOSIMETRIA. HOSPITAL DE UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA*

SARA MARTÍN JUÁREZ. *TECNICO SUPERIOR RADIOTERAPIA CUN*

JUAN MARIA PEREZ MORENO. *RADIOFISICO HOSPITALARIO CENTRO DE PROTONTERAPIA QUIRONSALUD*

JOSÉ MARÍA MOGOLLÓN PAJARÓN. *TÉCNICO SUPERIOR EN RADIOTERAPIA Y DOSIMETRÍA CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

CHARLA PLENARIA CLAUSURA: EXPOSICIÓN A RADIACIÓN CÓSMICA DEL PERSONAL DE TRIPULACIÓN DE AERONAVES

VIERNES 30 MAYO | 12:30–13:30 | SALA AUDITORIO SEFM

MODERA: FRANCISCO CLEMENTE GUTIÉRREZ. *JEFE DE SECCIÓN RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO*

IGNACIO CALAVIA GIMENEZ. *JEFE DE ÁREA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LOS TRABAJADORES, CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

ENTREGA DE PREMIOS Y MESA DE CLAUSURA

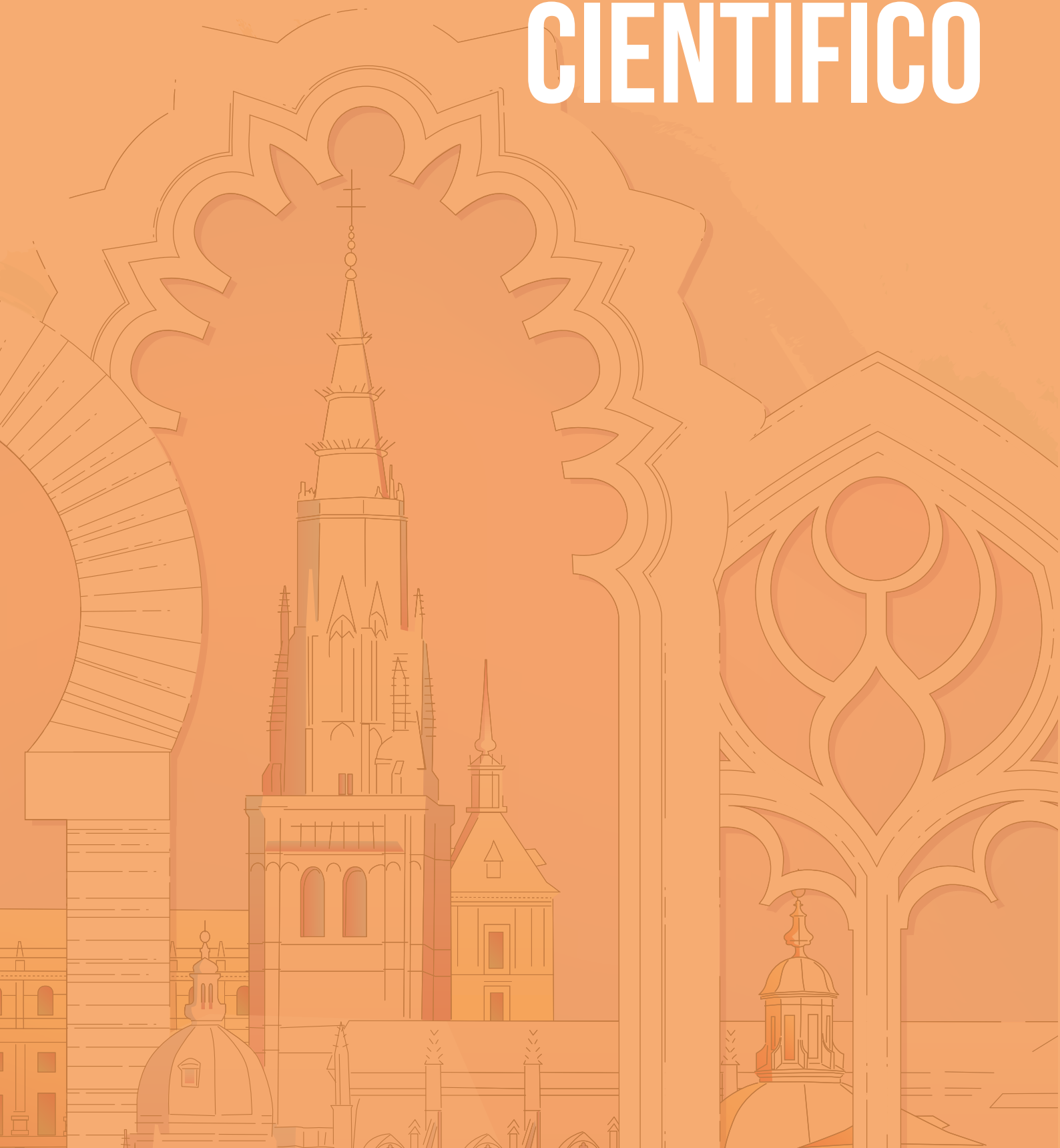
VIERNES 30 MAYO | 13:30 - 14:00 | SALA AUDITORIO SEFM

CÓCTEL DE DESPEDIDA

VIERNES 30 MAYO | 14:00 - 15:00

RESÚMENES

PROGRAMA CIENTÍFICO



CURSOS

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RT)

GESTIÓN DE LAS REIRRADIACIONES EN RADIOTERAPIA

Navarro Ibarra, C. (1); Hermida, M. (2)
(1) Hospital Universitario Toledo; (2) Hospital Universitari Vall d'Hebron (Barcelona)

El curso aborda el concepto de re-irradiación en radioterapia, un área clave en la oncología moderna que permite tratar pacientes con tumores recurrentes o persistentes en áreas previamente irradiadas. Se destaca la importancia de la radiobiología en este contexto y la necesidad de realizar cálculos precisos para optimizar los tratamientos y minimizar los riesgos asociados. Para ello, se introduce la ecuación de isoefecto lineal-cuadrática como modelo fundamental para estimar la respuesta de los tejidos a la radiación, enfatizando la relación entre la dosis administrada, el fraccionamiento y los efectos celulares que pueden producirse a corto y largo plazo.

Uno de los aspectos clave del curso es la revisión de la bibliografía sobre la práctica de re-irradiación. Se analizan las tolerancias a los órganos de riesgo, basadas en la literatura, lo que permite ayudar a evaluar la viabilidad de los nuevos tratamientos en radioterapia. También se discute la recuperación tisular y las estrategias para calcular la suma de dosis mediante el modelo lineal-cuadrático, considerando los diferentes tiempos de reparación de los tejidos y su impacto en la toxicidad del tratamiento.

Se abordan también las herramientas tecnológicas disponibles para ayudar a la planificación de la re-irradiación, incluyendo el uso de registros deformables y software avanzado para la fusión de imágenes y la estimación de dosis acumulativa. Estos avances permiten mejorar la exactitud del tratamiento y reducir la incertidumbre en la planificación, lo que es fundamental para garantizar la seguridad del paciente.

Asimismo, se presenta el flujo de trabajo recomendado para la re-irradiación, que incluye una evaluación detallada del paciente, la recopilación de información sobre los tratamientos previos y la optimización del plan de radioterapia. Se enfatiza la importancia de una correcta selección de candidatos y la necesidad de contar con datos completos sobre dosis previas y respuesta clínica. También se discuten estrategias a seguir en caso de no disponer de información completa sobre el tratamiento previo, incluyendo la estimación de dosis basada en datos clínicos y modelos de distribución de dosis. Se destacan también las limitaciones actuales en este campo, como la falta de estandarización en la suma de dosis, la variabilidad en la disponibilidad de datos previos y las diferencias en las prácticas clínicas entre centros.

Finalmente, se presentan ejemplos de casos clínicos en distintos tipos de tumores, ilustrando la utilidad de estos procedimientos en la práctica clínica. La charla concluye con una revisión de estudios actuales que investigan la seguridad y eficacia de la re-irradiación, resaltando la importancia de un abordaje multidisciplinario y la necesidad de seguir desarrollando guías clínicas basadas en la evidencia. En este sentido, se enfatiza la relevancia de la investigación y la colaboración internacional para mejorar los resultados en pacientes que requieren re-irradiación, promoviendo un uso más seguro y eficaz de esta técnica en la oncología moderna.

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RD)

NUEVO PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA DIGITAL

Almansa, J. (1); Merino, J. A. (2); Hernández, J. (3)
(1) Facultativo especialista de área, Hosp. Universitario Virgen de las Nieves (Granada); (2) Complejo Hospitalario de Toledo; (3) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (MN)

DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS

Pablo Mínguez Gabiña, P. (1); Torres, I. (2); Reynés Llompart, G. (3); Montes, A. (4)
(1) Radiofísico adjunto Hospital Universitario de Cruces/Gurutzeta. Barakaldo; (2) Radiofísica Adjunta, Servicio Medicina Nuclear H. U. y Politécnico la Fe (Valencia); (3) Física Medica Institut Català d'Oncologia (ICO) L'Hospitalet–Hospital Duran i Reynals; (4) Hospital Universitario Puerta de Hierro (Majahonda)

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA

MONTE CARLO EN APLICACIONES DE INTERÉS EN PR

Arce, P. (1)
(1) Investigador Científico en la Unidad de Aplicaciones Médicas de las Radiaciones Ionizantes, CIEMAT

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA

EVALUACIÓN DE DOSIS AL MEDIOAMBIENTE

Real, A. (1); Escribano Nieto, A. (2)
(1) Jefa de la Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente. Dpto de Medio Ambiente, CIEMAT; (2) Investigador de la Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente. Dpto. de Medio Ambiente, CIEMAT

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT)

DOSIMETRÍA EN HACES DE ULTRA ALTA TASA DE DOSIS

Gómez, F. (1)
(1) Profesor Titular Universidad, Universidad de Santiago de Compostela

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD/RT)

APLICACIÓN DE LOS TC DE ENERGÍA DUAL EN RADIOTERAPIA

Fernández-Velilla, E. (1)
(1) Hospital del Mar (Barcelona)

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN)

RADIOBIOLOGÍA EN MEDICINA NUCLEAR PARA ENTENDER LAS CORRELACIONES DOSIS ABSORBIDA–EFECTO

Guirado Llorente, D. (1); Torres, I. (2)
(1) Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario Clínico San Cecilio (Granada); (2) Radiofísica Adjunta, Servicio Medicina Nuclear H. U. y Politécnico la Fe (Valencia)

Al igual que en la radioterapia externa (RTE) o en la braquiterapia (BT), una de las principales vías para mejorar los resultados de la terapia con radiofármacos es entender sus fundamentos radiobiológicos. El modelo lineal-cuadrático (LQ) es el más empleado en RTE y BT, y ha permitido grandes avances de la práctica clínica en estas áreas, como los nuevos métodos de fraccionamiento. La terapia con radiofármacos supone una situación un tanto diferente por cuanto deben tenerse en cuenta, de manera conjunta, la influencia de la reparación, mediada por una gran variación de la tasa de dosis absorbida en diferentes zonas del tejido irradiado, la influencia de la LET, la proliferación o la gran heterogeneidad en la distribución de dosis absorbida; así como otros aspectos como la posible influencia de la hipersensibilidad a baja dosis (efecto inverso de la tasa de dosis). Por ello, es difícil determinar una relación dosis-respuesta para tejidos sanos y tumorales en los tratamientos con radiofármacos.

En esta lección se hace un repaso del modelo de isoefecto LQ, cuando se incluyen los aspectos mencionados, para su aplicación en la terapia con radiofármacos, y se concluye que, en la búsqueda de una relación dosis-respuesta, la consideración de la heterogeneidad de la distribución de dosis resulta clave. También se hace un análisis de la influencia de la incertidumbre y la variabilidad de los parámetros físicos y biológicos de un tratamiento en nuestra capacidad para determinar esa relación dosis-respuesta.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN

DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

María Amor Duch, M. (1); Sánchez Casanueva, R. M. (2)

(1) Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya; (2) Facultativo especialista en radiofísica hospitalaria, Hospital Clínico San Carlos (Madrid)

CURSO DE ACTUALIZACIÓN

DOSIMETRÍA DE RADÓN A PARTIR DE LA IMPLANTACIÓN DE LA ICRP 137

Vargas, A. (1)

(1) Director del Instituto de Técnicas Energéticas UPC

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT)

RESONANCIA MAGNÉTICA EN RADIOTERAPIA: MR ONLY WORKFLOWS Y CONTROL DE CALIDAD

Simancas Ortiz de Zárate, F. (1); Ferrer, C. (2)

(1) Facultativo Especialista de Área de Física y Protección Radiológica, Hospital Universitario Reina Sofía, Córdoba; (2) Hospital Universitario La Paz (Madrid)

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD)

CONTROL DE CALIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA ESPECTRAL

Garayoa, J. (1); García Castañón, P. (2)

(1) Radiofísica adjunta, Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz; (2) Radiofísica, Hospital Universitario la Princesa (Madrid)

La tomografía computarizada espectral (o multienergética, MECT) representa una evolución significativa en el diagnóstico por imagen, pero su correcta implementación clínica requiere un control de calidad (CC) adaptado a sus particularidades tecnológicas. A diferencia del TC convencional de energía única, la MECT utiliza hardware y software específicos según el fabricante, y genera imágenes sintéticas complejas, como las monoenergéticas virtuales, que exigen pruebas de evaluación diferenciadas.

El documento del Grupo de Trabajo 299 de la AAPM (TG-299) proporciona una guía para establecer un programa de CC específico para MECT, dada la falta de protocolos estandarizados previos. Estas pruebas utilizan maniquíes con materiales clínicamente relevantes (agua, calcio, yodo, ácido úrico) y evalúan tanto la calidad de imagen convencional como la validez de las imágenes espectrales generadas. Las evaluaciones incluyen la uniformidad, el ruido, la resolución espacial y la precisión en la diferenciación de materiales. Además, se recomienda el uso de pruebas avanzadas como el análisis del espectro de potencia de ruido (NPS) y la función de transferencia de modulación (MTF).

El físico médico es el responsable de implementar y supervisar este programa, definiendo valores de referencia y tolerancias aceptables desde la fase de aceptación del sistema. El objetivo es garantizar la seguridad, precisión y fiabilidad clínica de las imágenes, adaptándose a la evolución tecnológica constante.

Durante el curso se describen en detalle las pruebas del TG-299, los tipos de maniquíes disponibles y sus equivalencias comerciales entre fabricantes. También se abordan aspectos prácticos clave, como el acceso a estaciones de trabajo con licencias adecuadas, la disponibilidad de herramientas de reconstrucción e interpretación, y la planificación del tiempo necesario tanto para la adquisición de imágenes como para su análisis.

Se muestran resultados obtenidos en distintos equipos tras aplicar estas pruebas, ilustrando los retos que conlleva su estandarización. Además, se ofrecen recomendaciones sobre aspectos críticos a considerar, como la selección de insertos adecuados, la configuración

de parámetros del sistema, el postprocesado de imágenes, y las posibles variaciones de resultados debidas a actualizaciones de software.

La implantación de un programa de CC en MECT requiere más tiempo que en TC convencional, especialmente en el análisis de las imágenes espectrales. También implica una inversión económica adicional para adquirir maniquíes específicos que permitan evaluar con precisión la diferenciación y cuantificación de materiales.

En resumen, el control de calidad en tomografía computarizada espectral es esencial para asegurar su uso clínico fiable y seguro. Este curso proporciona las herramientas y conocimientos necesarios para integrar estas prácticas en la rutina clínica, adaptándose a la complejidad de esta tecnología emergente.

BIBLIOGRAFÍA

1 AAPM Task Group 291: Principles and applications of multienergy CT

2 AAPM Task Group Report 299: Quality control in multi-energy computed tomography

3 Green, et al. Design and implementation of a practical quality control program for dual-energy CT, J Appl Clin Med Phys. 2021;22(10):249–260.

4 Sauranen, et al. Dual-energy computed tomography quality control: Initial experiences with a semi-automatic analysis tool. Physica Medica 118 (2024) 103211

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN)

DOSIMETRIA Y PLANIFICACIÓN EN TERAGNOSIS-MEDICINA NUCLEAR

Adolfo Gómez–Grande, A. (1); Morcillo Alonso, M. A. (2); España, S. (3)

(1) Adjunto de Medicina Nuclear, Hospital Universitario 12 de Octubre, Madrid; (2) Jefe de la Unidad de Aplicaciones Médicas de las Radiaciones Ionizantes (Departamento de Tecnología), CIEMAT; (3) Investigador Científico Dpto. Tecnologías Médicas, CSIC

El desarrollo de radiofármacos teragnósticos ha abierto nuevas posibilidades en el tratamiento personalizado del cáncer. Este trabajo se centra en la evaluación dosimétrica preclínica de radioligandos basados en anticuerpos y dirigidos contra la metaloproteasa MMP-14, una proteína sobre-expresada en diferentes tipos de cáncer, comparando dos enfoques metodológicos complementarios: imagen PET con [89Zr]Zr-Df-LEM2/15 y biodistribución ex vivo con [177Lu]Lu-DOTA-LEM2/15. Ambos radioligandos comparten el mismo ligando (el anticuerpo LEM2/15) y se emplean para el diagnóstico y terapia, respectivamente, en un modelo animal de cáncer de mama triple negativo. La dosimetría se realizó siguiendo el formalismo MIRD, utilizando coeficientes de actividad integrada en el tiempo (TIAC) y coeficientes de dosis absorbida (Gy/MBq) calculados para diferentes órganos de interés. En el entorno clínico, la dosimetría se basa en mediciones individualizadas de actividad mediante imagen médica (SPECT/PET), pero en la práctica suele realizarse de forma retrospectiva o tras el primer ciclo terapéutico, lo cual limita su capacidad predictiva. Para solventar esta limitación, se propone una estrategia dosimétrica anticipada basada en datos preclínicos, utilizando modelos animales y herramientas de simulación computacional (PARaDIM y MIRDcalc) para estimar la dosis absorbida de radiación en órganos de interés.

Uno de los objetivos clave fue cuantificar la discrepancia dosimétrica observada entre ambos métodos, especialmente en órganos críticos como la médula ósea, identificada como el principal órgano limitante en este tipo de terapias. Mientras que la imagen PET con [89Zr]Zr-Df-LEM2/15 permitió un seguimiento longitudinal no invasivo de la distribución del radioligando y estimó que se preservaba la toxicidad en la médula ósea, los estudios de biodistribución ex vivo con [177Lu]Lu-DOTA-LEM2/15 proporcionaron mediciones más directas (a pesar de que se requieren utilizar un mayor número de animales) y permitieron estimar que la dosis absorbida en médula ósea excedió los 2 Gy, valor reconocido como límite para la aparición de efectos tóxicos. La subestimación de la captación medular al utilizar la PET en comparación con los valores derivados de la biodistribución con [177Lu]Lu-DOTA-LEM2/15, podría conllevar un riesgo de infravalorar la dosis absorbida por este órgano crítico si solo se usaran datos de imagen. Las diferencias relevantes en los valores dosimétricos estimados para ciertos órganos pueden atribuirse a la diferente farmacocinética que tienen ambos radioligandos, principalmente debido al proceso de conjugación del agente quelante (deferoxamina o DOTA) y posterior marcaje con el radionucleido de interés.

A pesar de ello, la imagen PET sigue siendo valiosa por su carácter no invasivo, su utilidad para estudios longitudinales, y su posible aplicación clínica. No obstante, estos hallazgos remarcan la necesidad de validar cuidadosamente los modelos preclínicos cuando se emplean radioligandos basados en anticuerpos con radionucleidos diferentes en las fases diagnóstica y terapéutica.

En conclusión, este estudio subraya la importancia de integrar ambas metodologías preclínicas —imagen funcional y biodistribución ex vivo— para una estimación dosimétrica más robusta. La caracterización precisa de las diferencias entre métodos es esencial para traducir con seguridad los resultados preclínicos a la práctica clínica, mejorando así la planificación personalizada de tratamientos con radioligandos.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN

CALIBRACIÓN Y VERIFICACIÓN DE EQUIPOS EN UN LABORATORIO DE MEDIDAS RADIACTIVAS

Guillén Gerada, F. J. (1); Idoeta Hernandorena, R. (2)
(1) Head of LARUEX (Environmental Radioactivity Laboratory), UEX; (2) Profesora titular de universidad, directora del LMBA, UPV/EHU

CURSO DE ACTUALIZACIÓN

PRINCIPALES CAMBIOS NORMATIVOS EN PR (RPSRI + RINR)

Robles, B. (1); Muñoz Pelayo, P. (2)
(1) Técnico del Área de Radiación Natural del CSN, CSN; (2) CSN

PLENARIA / SEMIPLENARIA

CHARLA PLENARIA

IMPACTO DE LA INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Morejudo, J. A. (1)
(1) Director Gerente, Agencia de Transformación Digital de Castilla la Mancha

---

SEMIPLENARIA

¿CÓMO HA EVOLUCIONADO FUKUSHIMA-DAIICHI EN LOS CATORCE AÑOS TRANSCURRIDOS DESDE EL ACCIDENTE?

Cruz Suarez, R. (1)
(1) Jefe de los Servicios Tecnicos de Seguridad Radiologica, Organismo Internacional de Energia Atomica

---

SEMIPLENARIA

PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN DE LA SEFM

Hernández, D. (1); Sáez, J. (2); Torres, I. (3); García Ovejero, J. (4); Jaime Pérez-Alija. (5); Morán, V. (6); Panzuela Pérez, S. (7); Vera-Sánchez, J. A. (8); Sánchez, D. (9)
(1) F.E.A, Hospital Nuestra Señora de Sonsoles (Ávila); (2) Hospital Clínic (Barcelona); (3) H. U. y Politécnico la Fe (Valencia); (4) Adjunto, Clínica Universidad de Navarra (Madrid); (5) Adjunto, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau; (6) Jefa de la Unidad de Protección Radiológica e Imagen Médica, Clínica Universidad de Navarra (Madrid); (7) Radiofísico, Hospital de Donostia; (8) Adjunto al Servicio de Física Médica, Centro de Protonterapia Quironsalud; (9) Hospital Universitari Vall d'Hebron (Barcelona)

SEMIPLENARIA

BIOMARCADORES DE SENSIBILIDAD A LA RADIACIÓN PARA PREDECIR RESULTADOS ADVERSOS DEL USO MÉDICO DE LA RADIACIÓN

López Riego, M. (1)
(1) Radiation Protection Scientist, UKHSA

SEMIPLENARIA

INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN FÍSICA MÉDICA. APLICACIONES EN RT, MN Y RD + NUEVA NORMATIVA EUROPEA SOBRE MEDICAL DEVICES

Pérez Campillo, L. (1); Sechopoulos, I. (2); Pérez Pelegrí, M. (3); Velázquez Miranda, S. (4)
(1) Doctora en Derecho. Profesora Universidad Europea De Madrid. Mentora del MIT, Esade. Ex Investigadora Cátedra De Derecho y Genoma Humano UPV. Letrada y consultora. Univesidad Europea de Madrid; (2) Profesor Radboud University Medical Center; (3) CTO, AI and medical imaging Lincbiotech; (4) Fundador de la compañía Anatomical Geometry, Jefe de PR y radiofísico experto en SBRT y radioncología pediátrica HUVR

La promesa de los algoritmos tradicionales de detección asistida por computadora nunca se materializó debido a su rendimiento limitado en el verdadero ámbito clínico. Sin embargo, durante la última década, la inteligencia artificial ha revolucionado la interpretación de imágenes médicas automatizada. Los nuevos algoritmos y productos resultantes disponibles pueden leer imágenes de forma independiente o pueden usarse para ayudar a los radiólogos durante su interpretación. Estudios han demostrado el potencial de estos algoritmos de una manera tan convincente que algunos entornos ya los están utilizando para cambiar radicalmente los grandes programas de detección. Sin embargo, persisten desafíos e incógnitas antes de que los algoritmos puedan ser parte del proceso de detección estándar de forma generalizada.

CHARLA PLENARIA

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA

Morán, V. (1)
(1) Jefa de la Unidad de Protección Radiológica e Imagen Médica, Clínica Universidad de Navarra (Madrid)

CHARLA PLENARIA CLAUSURA

EXPOSICIÓN A RADIACIÓN CÓSMICA DEL PERSONAL DE TRIPULACIÓN DE AERONAVES

Calavia Gimenez, I. (1)
(1) Jefe de Área de Protección Radiológica de los trabajadores, Consejo de Seguridad Nuclear

SIMPOSIO

LA OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN MÉDICA PARA LA IMPRESIÓN 3D

De la Sierra, L. (1)
(1) Hospital Universitario Rio Hortega

La ponencia aborda la optimización de la imagen médica para la impresión 3D, destacando la importancia de la calidad de las imágenes radiológicas en este proceso. Se explican conceptos fundamentales y parámetros técnicos necesarios para lograr impresiones de alta calidad.

En primer lugar, se define la imagen médica como las técnicas y procesos para representar el cuerpo humano con fines clínicos, incluyendo radiología, termografía, endoscopía, entre otros. La imagen médica es esencial en el diagnóstico y tratamiento de diversas enfermedades, y su calidad es crucial para obtener resultados precisos y confiables. Para la impresión 3D, se requieren imágenes isotrópicas, con buena resolución espacial y de contraste para asegurar una impresión de calidad. Las imágenes isotrópicas son aquellas que tienen la misma resolución en todas las direcciones, lo que permite una representación tridimensional precisa del objeto a imprimir.

Además, se describen conceptos radiológicos básicos como RIS, PACS y DICOM, que son esenciales para la gestión y transmisión de imágenes radiológicas. RIS (Sistema de Información Radiológica) es un sistema utilizado para gestionar la información en los departamentos de radiología, incluyendo la programación de citas, el seguimiento de pacientes y la generación de informes. PACS (Sistema de Archivo y Comunicación de Imágenes) es una tecnología que permite el almacenamiento, recuperación y distribución de imágenes médicas digitalizadas. DICOM (Imágenes Digitales y Comunicación en Medicina) es un estándar para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de información en imágenes médicas. Estos conceptos son fundamentales para garantizar la interoperabilidad y la eficiencia en el manejo de imágenes radiológicas.

También se detallan los parámetros técnicos en la adquisición de imágenes, tales como kV, mAs, grosor de corte y pitch, que son cruciales para obtener datos crudos que se utilizarán en la impresión 3D. El kV (kilovoltaje) y el mAs (miliamperios- segundo) son parámetros que controlan la calidad y la dosis de radiación en las imágenes de tomografía computarizada (TC). El grosor de corte se refiere al espesor de las secciones transversales obtenidas en una exploración de TC, y el pitch es una medida de la relación entre el movimiento de la mesa del paciente y el grosor de corte durante la adquisición de imágenes. Estos parámetros deben ser cuidadosamente ajustados para obtener imágenes de alta calidad que sean adecuadas para la impresión 3D.

Se sugiere que las secuencias de tomografía computarizada (TC) se adapten para la impresión 3D, evitando la repetición de estudios innecesarios. La tomografía computarizada es una técnica de imagen que utiliza rayos X para crear imágenes detalladas del interior del cuerpo. Para la impresión 3D, es importante seleccionar las secuencias de TC adecuadas que proporcionen la mejor calidad de imagen posible. Esto puede implicar la modificación de los parámetros de adquisición y la utilización de técnicas avanzadas de procesamiento de imágenes para mejorar la resolución y el contraste.

Asimismo, se menciona que si se dispone de datos crudos de estudios previos, se pueden crear nuevas secuencias mejoradas para la impresión 3D, optimizando los parámetros de adquisición. Los datos crudos son los datos originales obtenidos durante una exploración de TC, antes de cualquier procesamiento o reconstrucción. Si se dispone de estos datos, es posible utilizarlos para generar nuevas secuencias de imágenes que sean más adecuadas para la impresión 3D. Esto puede incluir la aplicación de algoritmos de reconstrucción avanzados y la optimización de los parámetros de adquisición para mejorar la calidad de las imágenes.

En resumen, la optimización de la imagen médica para la impresión 3D es un proceso complejo que requiere una comprensión profunda de los conceptos radiológicos y los parámetros técnicos involucrados en la adquisición de imágenes. La calidad de las imágenes es crucial para obtener impresiones 3D precisas y de alta calidad, y esto se puede lograr mediante la selección adecuada de secuencias de TC, la optimización de los parámetros de adquisición y el uso de técnicas avanzadas de procesamiento de imágenes. Además, la gestión eficiente de las imágenes radiológicas mediante sistemas como RIS, PACS y DICOM es esencial para garantizar la interoperabilidad y la eficiencia en el manejo de las imágenes. Con estos enfoques, es posible mejorar significativamente la calidad de las impresiones 3D y avanzar en el uso de esta tecnología en aplicaciones médicas.

SIMPOSIO

IMPLEMENTACIÓN DE LOS NUEVOS COEFICIENTES DE DOSIS POR EXPOSICIÓN INTERNA PARA TRABAJADORES EN CASO DE EXPOSICIÓN INTERNA EN EL LUGAR DE TRABAJO QUE ENTRAN EN VIGOR EN ESPAÑA EN 2025

López, M. A. (1); Felez Justes, A. (2); Ruiz González, J. (3)
(1) Presidenta SEPR, CIEMAT; (2) Jefe del Servicio de Dosimetría Pesonal, Nuclenor; (3) Responsable del Servicio de Dosimetría Personal Interna de Tecnatom, Westinghouse

SIMPOSIO (RD)

TALLER SOBRE SISTEMAS DE GESTIÓN DE DOSIS. CASOS PRÁCTICOS

Barceló Pagès, M. (1); Garcia Riñon, D. (2)
(1) FEA Radiofísica Hospitalaria, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (Barcelona); (2) Facultativo especialista en radiofísica hospitalaria, Hospital Universitario la Paz (Madrid)

SIMPOSIO

LA IA EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Herrero Pintado, J. (1); Albiol Colomer, F. J. (2)
(1) Subdirección de Tecnologías de la Información, Consejo de Seguridad Nuclear; (2) Investigador Científico, IFIC (Instituto de Física Corpuscular) CSIC-Universidad de Valencia

SIMPOSIO (RT)

USO DE SOLUCIONES DE CLASE PARA LA OPTIMIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN Y LAS VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA

Hernández Masgrau, V. (1); Sáez, J. (2)
(1) Físico Adjunto, Hospital Universitari Sant Joan de Reus; (2) Hospital Clínic (Barcelona)

SIMPOSIO (RD)

APLICACIÓN PRÁCTICA DEL NUEVO PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA EFOMP/AAPM TASK GROUP 282

Lamaison Vidarte, M. (1); Miquélez Alonso, S. (2)
(1) R3, Hospital Universitario de Navarra; (2) Hospital Universitario de Navarra

SIMPOSIO

EFECTOS NO TÉRMICOS DE LA RADIACIÓN NO IONIZANTE, DIRECTRICES DE ICNIRP 2020 Y PROTECCIÓN FRENTE AL 5G

Nájera López, A. (1); Castaño-Vinyals, G. (2)
(1) Director científico del CCARS, UCLM; (2) Investigadora, ISGlobal

SIMPOSIO

IMPLEMENTING EFFECTIVE QUALITY ASSURANCE PROTOCOLS IN ONLINE ADAPTIVE RADIOTHERAPY WORKFLOWS

Placidi, L. (1)
(1) Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli (Roma, Italia)

SIMPOSIO (RT)

GESTIÓN DE LAS INTERRUPCIONES DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA

De la Vega, J. M. (1); Pozo Rodríguez, G. (2)
(1) Facultativo, Hospital Universitario Reina Sofía (Córdoba); (2) Medical Physicist, Hospital Universitario 12 de Octubre, Madrid.

SIMPOSIO (RT):

RADIOTERAPIA E INMUNOMODULACIÓN: CÁLCULO DE DOSIS A LA SANGRE CIRCULANTE Y SU IMPACTO EN EL SISTEMA INMUNE

Robert, C. (1); García-Cardosa, M. (2)
(1) Paris Saclay University/Institute Gustave Roussy (París, Francia); (2) Estudiante de doctorado, Departamento de Física y Matemática Aplicada, Facultad de Ciencias, Universidad de Navarra

SIMPOSIO

PR DE LAS PERSONAS Y EL MEDIO AMBIENTE EN CASO DE ACCIDENTE NUCLEAR DE GRAN ESCALA (PUBLICACIÓN 146 DE ICRP)

Montero, M. (1); Ortiz Olmo, A. (2); García Vegas, C. (3)
(1) Responsable de la Línea de Investigación Protección Radiológica en Situaciones de Intervención, CIEMAT; (2) Coordinador Técnico de Emergencias Consejo de Seguridad Nuclear; (3) Jefe de Área de Riesgos Tecnológicos, Dirección General de Protección Civil y Emergencias

SIMPOSIO (RT)

¿ESTA EL CONCEPTO DEL MARGEN DEL PTV OBSOLETO EN LA PLANIFICACIÓN PARA FOTONES Y PROTONES? INTRODUCCIÓN A LA PLANIFICACIÓN PROBABILÍSTICA

Perez Moreno, J. M. (1); Rojo Santiago, J. (2)
(1) Radiofisico Hospitalario, Centro De Protonterapia Quironsalud; (2) R2 en Radiofisica Hospitalaria, ErasmusMC Medical Center & Holland Proton Therapy Center. Rotterdam (The Netherlands).

DEBATE

DEBATE

¿QUÉ HAREMOS CON TANTOS CENTROS DE PROTONES?

Zucca Aparicio, D. (1); Conde, A. J. (2)
(1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario HM Sanchinarro, Madrid; (2) Hospital Universitario y Politécnico La Fe (Valencia)

DEBATE (RD/MN)

¿POR QUÉ TANTAS DIFERENCIAS? HOMOGENEIZACIÓN DE LA GESTIÓN DE DOSIS EN RADIODIAGNÓSTICO Y/O MEDICINA NUCLEAR ENTRE CENTROS

González López, A. F. (1); Almansa, J. (2)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca (Murcia); (2) Facultativo especialista de área, Hosp. Universitario Virgen de las Nieves (Granada)

MESA REDONDA

MESA REDONDA (MN)

DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS A NIVEL DE VÓXEL ¿ES FIABLE?

Reynés Llompart, G. (1); Morán, V. (2)
(1) Física Medica, Institut Català d'Oncologia (ICO) L'Hospitalet–Hospital Duran i Reynals; (2) Jefa de la Unidad de Protección Radiológica e Imagen Médica, Clínica Universidad de Navarra (Madrid)

MESA REDONDA

EL PLAN DE ACCIÓN PARA MEJORAR LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE

Medina Gironzini, E. (1); Pacheco, R. (2); López, M. A. (3)

(1) Presidente de la Federación de Radioprotección de América Latina y el Caribe–FRALC Presidente de la Sociedad Peruana de Radioprotección–SPR Socio de honor de la Sociedad Española de Protección Radiológica, Federación de Radioprotección de América Latina y el Caribe–FRALC; (2) nternational Atomic Energy Agency; (3) Presidenta SEPR, CIEMAT

MESA REDONDA (RD)

ESTADO DE IMPLEMENTACIÓN Y RETOS DE LOS SISTEMAS DE GESTIÓN Y REGISTRO DE INDICADORES DE DOSIS EN EL ÁMBITO DE LA IMAGEN MÉDICA

Angulo Pain, E. (1); Solís Preciado, N. (2); Miquélez Alonso, S. (3); Buades Forner, M. J. (4)

(1) Facultativo Especialista en Radiofísica. Hospital Universitario Puerta del Mar de Cádiz; (2) F.E.A Radiofísica Hospital Universitario de Toledo; (3) Hospital Universitario de Navarra; (4) Jefe se Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

MESA REDONDA

ASIGNACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES. CIRCULAR CSN 6/23

Villanueva, I. (1); Muñoz; J. (2); Ordiales Solís, J. M. (3)

(1) Sub-directora, Consejo de Seguridad Nuclear; (2) Coordinador de Física, Centro de Dosimetría S.L.; (3) Jefe de Sección, Servicio de Física Médica. Facultativo Especialista de Área en Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario de Cáceres

MESA REDONDA

ESTADO DEL DESARROLLO DEL PLAN NACIONAL CONTRA EL RADÓN, ACCIONES PRIORITARIAS, ACCIONES REALIZADAS?

Morant Echevarne, J. J. (1); García-Talavera San Miguel, M. (2); García Gómez, M. (3)

(1) Jefe de Protección Radiológica, Universidad Rovira i Virgili, Tarragona; (2) CSN; (3) Jefa de Área de Salud Laboral, Dirección General de Salud Pública, Ministerio de Sanidad

MESA REDONDA

IMPACTO DE LOS MOLDES IMPRESOS EN 3D EN LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS PARA BRAQUITERAPIA Y EQUIPOS DE IMAGEN DIAGNÓSTICA

Ferrando Sánchez; A. (1); De la Sierra, L. (2)

(1) Radiofísico hospitalario. Facultativo Especialista de área, H.U. 12 de Octubre de Madrid; (2) Técnico Superior en Imagen para el Diagnostico TSID, Hospital Universitario Rio Hortega

MESA REDONDA

IMPLEMENTACIÓN DEL RD 1029/2022 RPSI Y RD 1217/2024 RINR

Simón, I. (1); Prim, A. (2); Torres Cabrera, R. (3)
(1) Sub-directora de Protección Radiológica Ambiental CSN; (2) Jefe de Protección Radiológica, Central Nuclear de Vandellòs II; (3) Jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Clínico Universitario de Valladolid

MESA REDONDA

NUEVAS RECOMENDACIONES DE ICRP

Gallego, E. (1); Martí, J. M. (2); López; M. A. (3)
(1) Doctor Ingeniero Industrial por la Universidad Politécnica de Madrid. Catedrático de Ingeniería Nuclear, Departamento Ing. Energética. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Universidad Politécnica de Madrid; **(2)** *Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra; (3) Presidenta SEPR, CIEMAT*

SESIONES TÉCNICAS

ST: VARIAN

UNA NUEVA ERA EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE – VARIAN

Rodríguez, M. (1)
(1) Manager, Software Sales Specialists, Europe VARIAN

ST: CANON MEDICAL SYSTEMS

APLICACIÓN DE DEEP LEARNING EN EL ESCANEO, MEJORA DE CALIDAD DE IMAGEN Y APOYO AL DIAGNÓSTICO MÉDICO: INNOVACIONES Y DESAFÍOS

López, I. (1)
(1) CT Business Manager Canon Medical Systems

ST: GE HEALTHCARE

PROYECTO CADI SAS. UN MODELO DE COLABORACIÓN PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS CT EN ANDALUCÍA

Angulo Pain, E. (1); Almansa, J. (2); Rodriguez Castillo, M. F. (3); Gómez, M. (4); Ortega, P. (5); Saez de Montagut, P. (6)
(1) Facultativo Especialista en Radiofísica. Hospital Universitario Puerta del Mar de Cádiz; (2) Facultativo Especialista en Radiofísica. Hospital Universitario Virgen de las Nieves de Granada; (3) Jefe del servicio de Radiofísica y PR. Hospital Universitario de Valme de Sevilla; (4) Jefe de Servicio de Radiología. Hospital Universitario de Jerez de la Frontera; (5) Especialista clínico y responsable del Proyecto CADI. GE HealthCare; (6) Responsable de Producto de Gestión de Dosis. GE HealthCare

ST: PHILIPS

VENTAJAS DE TC CON DETECCIÓN ESPECTRAL EN ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

De Molina, C. (1)
(1) Clinical Scientist Philips Ibérica

ST: VISION RT

INNOVACIONES EN SGRT: IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE DIBH, SGRT EN ACELERADORES DE GANTRY CERRADO Y PRIMEROS RESULTADOS CLÍNICOS DE MAPRT Y DOSERT

Santos, C. (1); Pérez Pavón, J. (2); Soto Búa, M. (3)
(1) Senior Clinical Application Specialist Spain/Portugal Vision RT; (2) Radiofisico Hospitalario Hospital universitario de Jerez; (3) Adjunto Centro Oncológico de Galicia (COG)

ST: SIEMENS

QUÉ NOS TRAE PHOTON COUNTING PARA RADIOTERAPIA

De Pinto, A. (1)
(1) Product Portfolio Management Manager SIEMENS Healthineers

PLENARIAS SESIONES TÉCNICOS

PLENARIAS SESIONES TÉCNICOS

LA COMBINACIÓN DE PET Y RM

Fonseca Siles, Á. (1)
(1) Hospital Universitario de Toledo

PLENARIAS SESIONES TÉCNICOS

APLICACIONES DE IA EN IMAGEN MÉDICA Y SU INTEGRACIÓN EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Pérez Pelegrí, M. (1)
(1) Lincbiotech

La inteligencia artificial (IA) está revolucionando la imagen médica, facilitando el diagnóstico, la segmentación de estructuras anatómicas y la cuantificación de biomarcadores con precisión y eficiencia. Esta ponencia aborda los principales avances en IA aplicada a la imagen médica y cómo se están integrando en la práctica clínica. Se presentan ejemplos de soluciones para la segmentación de imagen médica, la medición automática de biomarcadores, la mejora de la calidad de la imagen, y la generación de imagen artificial. Con la integración práctica de estos sistemas en los sistemas informáticos hospitalarios y en los flujos de trabajo de radiólogos y especialistas se espera una mayor colaboración entre los clínicos y la IA, con sistemas que asistan en la toma de decisiones y personalicen tratamientos. Destaca la necesidad de un enfoque multidisciplinar para lograr una implementación eficaz de la IA en la práctica clínica, asegurando su utilidad y seguridad para los pacientes.

SESIONES TÉCNICOS

S. TÉCNICOS

AVANCES EN IMÁGENES HÍBRIDAS: APLICACIONES PET-RM EN RADIOTERAPIA

Fonseca Siles, A. (1); Forner Forner, A. (2)
(1) Técnico Superior de Radioterapia, Hospital Universitario de Toledo; (2) Adjunto, Complejo Hospitalario Universitario de Toledo

S. TÉCNICOS

NUEVOS PARADIGMAS EN RADIOBIOLOGÍA PARA PROTOCOLOS DE HIPOFRACCIONAMIENTO

Ribalta, A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro

S. TÉCNICOS

IMPLEMENTACIÓN DEL NUEVO REAL DECRETO: IMPLICACIONES EN EL DÍA A DÍA

Pardo, E. (1)
(1) Hospital de Universitario de Toledo

S. TÉCNICOS

PREPARACIÓN Y RESPUESTA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS: QUÉ DEBEMOS SABER

García Monedero, A. (1)
(1) Jefa de Área de Intervención y Preparación de Actuantes ante Emergencias, Consejo de Seguridad Nuclear

Las emergencias radiológicas son situaciones que pueden requerir una intervención urgente que disminuya el riesgo, resuelva la situación o inicie las tareas necesarias tras una exposición grave a las radiaciones ionizantes. Pueden estar asociadas a una instalación o actividad regulada pero pueden también tener lugar en situaciones en las que no hay ninguna empresa titular responsable de la actividad.

En el primer caso, emergencias relacionadas con Instalaciones Radiactivas autorizadas o Transporte de Material Radiactivo, la empresa titular de la instalación y el personal autorizado y licenciado ante el Consejo de Seguridad Nuclear dispone de procedimientos, formación, entrenamiento y equipos que pueden suponer un apoyo indispensable en la resolución del incidente y en la coordinación con 1ª intervención de emergencia en tareas de rescate o apoyo.

En el segundo caso, al no haber titular de la actividad, la incertidumbre en cuanto a la caracterización radiológica hace que el personal de 1ª intervención haya de actuar tomando decisiones basadas en criterios observables, que se resumen en una serie de recomendaciones de zonificación de acuerdo al escenario (fuente sin blindaje, vertido, explosión...) y a las actuaciones a llevar a cabo (rescate de heridos, evacuación de la población, etc).

En este segundo caso y en el primero, si la emergencia excede las capacidades de los equipos de 1ª intervención, equipos especialistas en Riesgo Radiológico de instituciones civiles (como el CSN, con sus apoyos externos) y de Cuerpos y Fuerzas de Seguridad del Estado, así como autonómicos, pueden participar en la emergencia aportando ahora ya si, personal y medios específicamente preparados para afrontar el riesgo radiológico.

En España la planificación de este tipo de emergencias se encuentra entre las competencias de las Comunidades Autónomas, las cuales la plasman en los Planes Especiales correspondientes. En todos ellos la participación del CSN se enmarca en sus responsabilidades como único organismo responsable de la Seguridad Nuclear y Protección Radiológica.

A nivel internacional y nacional la regulación ha ido incorporando obligaciones y medidas que han redundando en un aumento de los niveles de seguridad y que han demostrado ser una herramienta muy necesaria para evitar situaciones que en el pasado han generado catastróficos resultados. Entre estas medidas destacan los protocolos y normas relativos al control de materiales metálicos, así como la regulación, internacionalmente adoptada, respecto al transporte de material nuclear y radiactivo.

Respecto a algunos de los más graves incidentes radiológicos se introducen los puntos más importantes de los incidentes que tuvieron lugar en México (2013), Bolivia (2002), Georgia (2001), Tailandia (2000), Turquía (1998), Goiania (1987) así como dos incidentes recientes, uno en Australia de 2023 y otro en Madrid, en 2024.

S. TÉCNICOS

DOSIMETRÍA IN VIVO: NUEVAS FRONTERAS EN LA VERIFICACIÓN DE DOSIS

Candon Gonzañez, C. L. (1)
(1) Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario de Fuenlabrada

---

S. TÉCNICOS

RADIOMICA. EXTRACCIÓN DE DATOS EN LA ERA DEL DIAGNÓSTICO POR IMAGEN Y LA ONCOLOGÍA PERSONALIZADA

Rodríguez, B. (1); Rodríguez González, B.
(1) Universidad Rey Juan Carlos

S. TÉCNICOS

INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN ONCOLOGÍA: TRANSFORMANDO LA RADIOTERAPIA Y LA RADIOLOGÍA

S. TÉCNICOS

FUNCIONES CLAVE DEL TÉCNICO EN FÍSICA MÉDICA: DESAFÍOS Y OPORTUNIDADES EXTRAÍDAS DEL GRUPO DE TRABAJO

Martinez Valdivia, J. (1); Palazón Cano, I. (2)
(1) Físico Médico Hospital Ruber Internacional; (2) Dosimetrista. Técnico de Radioterapia y dosimetría Hospital Ruber Internacional

En esta charla se presentarán los avances del grupo de trabajo de la SEFM centrado en definir y visibilizar el papel de los Técnicos Superiores en las unidades de física médica. Se expondrá la metodología seguida, con especial atención al análisis preliminar de los resultados de las encuestas realizadas a centros hospitalarios de toda España. También se abordarán las funciones propuestas y el impacto que su correcta integración puede tener en la calidad asistencial y la eficiencia de los servicios.

S. TÉCNICOS

MESA REDONDA. EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DE DISTINTOS SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN EN PROTONTERAPIA

Martín Juárez, S. (1); Perez Moreno, J. M. (2); Mogollón Pajarón, J. M. (3)

(1) Técnico Superior Radioterapia CUN; (2) Radiofisico Hospitalario Centro de Protonterapia Quironsalud; (3) Técnico superior en radioterapia y dosimetría Clínica Universidad de Navarra

RESÚMENES

COMUNICACIONES ORALES



ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

DERIVA TEMPORAL EN LAS MEDIDAS DE LA INTENSIDAD DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA: UN ANÁLISIS MULTICÉNTRICO DE BRAPHYQS

Vijande Asenjo, J. (1); Verhaegen, F. (2); De Brabandere, M. (3); Hellebust, T. (4); Herreros, A. (5); Johansen, J. (6); Kirisits, C. (7); Van Leeuwen, R. (8); Papagiannis, P. (9); Rivard, M. J. (10); Siebert, F. (11); Wiersma, J. (12); Carlsson Tedgren, Å. K. (13)

(1) Universidad de Valencia; (2) Department of Radiation Oncology (MAASTRO), GROW – School for Oncology and Reproduction, Maastricht University Medical Centre+; (3) University Hospital Gasthuisberg; (4) Department of Oncology, The Norwegian Radium Hospital, Oslo University Hospital; (5) Radiation Oncology Department, Hospital Clínic-Universitat de Barcelona, IDIBAPS; (6) Department of Oncology, Aarhus University Hospital; (7) Department of Radiation Oncology, Comprehensive Cancer Center, Medical University of Vienna; (8) Department of Radiation Oncology, Radboud University Medical Center; (9) Medical Physics Laboratory, Medical School, National and Kapodistrian University of Athens; (10) Department of Radiation Oncology, Brown University Warren Alpert School of Medicine; (11) UKSH, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie (Radioonkologie); (12) Radiation Oncology, Amsterdam UMC location University of Amsterdam; (13) Radiation Physics, Department of Medicine and Health (IMH), Linköping University,

PROPÓSITO

Este estudio, llevado a cabo por el grupo de trabajo GEC-ESTRO BRAPHYQS, analiza la creciente divergencia entre las medidas clínicas de la tasa de kerma en aire de referencia (RAKR) y los valores proporcionados en los certificados emitidos por los fabricantes para las fuentes de braquiterapia de Ir-192 en Europa. Dado que la RAKR está directamente relacionada con la dosis absorbida, estas discrepancias podrían tener implicaciones clínicas. El objetivo principal es cuantificar este desplazamiento temporal, investigar sus posibles causas y evaluar su impacto en la práctica clínica.

MÉTODOS

Se recopilaron y analizaron datos de más de 1.700 medidas de RAKR realizadas entre 1997 y 2024 en 28 centros europeos ubicados en 8 países. Los centros utilizaron diferentes sistemas de carga diferida, tipos de fuentes y equipos de medida calibrados en múltiples laboratorios, lo que refleja la diversidad en las prácticas clínicas. Aunque las fuentes de Ir-192 fueron adquiridas de varios proveedores, todas procedían de la misma planta de producción que también emite los certificados. Se aplicaron modelos de regresión lineal y análisis de residuos para cuantificar la deriva de la discrepancia. Los análisis se estratificaron por tipo de fuente para evaluar la variabilidad intercentros, y se investigó el impacto de las actualizaciones en los protocolos internacionales de calibración y su alineación con estándares primarios.

RESULTADOS

Se detectó un desplazamiento temporal estadísticamente significativo en la RAKR medida en los hospitales respecto a los valores certificados. Este desplazamiento se traduce en un incremento anual de aproximadamente 0,15% desde 2017-2018. El valor medio de las diferencias aumentó de 0,05% antes de 2018 a 0,66% considerando medidas posteriores, alcanzando un valor medio de 0.86% durante el periodo 2018-2024. Las discrepancias entre los centros que emplean distintos laboratorios de calibración destacaron posibles deficiencias en la consistencia de la cadena de calibración.

CONCLUSIÓN

El origen del desplazamiento observado sigue sin determinarse. Las hipótesis iniciales, que asociaban este fenómeno con actualizaciones recientes en el estándar PTB, no lograron explicar la tendencia identificada. Se han emprendido esfuerzos colaborativos, incluyendo el diálogo con todas las partes implicadas, para esclarecer las causas subyacentes. Este desplazamiento podría tener un impacto considerable en la precisión dosimétrica en braquiterapia. Los hallazgos subrayan la necesidad de implementar protocolos de calibración más estrictos y asegurar la estabilidad y fiabilidad en la práctica clínica.

IMPACTO DOSIMÉTRICO DE MODELOS FÍSICOS DE MONTE CARLO EN SIMULACIONES DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA

Vijande Asenjo, J. (1); Mansour, I. (2); Ndoutoume-Paquet, G. (3); Watson, P. G. (4); Seuntjens, J. P. (5); Ballester, F. (1); Mainegra-Hing, E. (6); Thomson, R. M. (7); Beaulieu, L. (8); Valdes, C. (9); Ayala Alvarez, D. (10); Berumen- Murillo, F. (11); Cote, J. (3)

(1) Universidad de Valencia; (2) Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics, Department of Physics, Carleton University; (3) Service de Physique Médicale et de Radioprotection, Centre Intégré de Cancérologie, CHU de Québec- Université Laval et Centre de recherche du CHU de Québec; (4) McGill University; (5) Princess Margaret Cancer Centre & University of Toronto; (6) National Research Council; (7) Carleton Univ; (8) Département de physique, de génie physique et d'optique, Université Laval; (9) Nuclear Medicine Department, Hospital Regional de Antofagasta; (10) Department of Physics and Medical Physics Unit, McGill University; (11) Université Laval

PROPÓSITO

Los haces de rayos X de baja energía utilizados en la braquiterapia electrónica (eBT) presentan desafíos dosimétricos únicos debido a los altos gradientes de dosis en profundidad, las respuestas de los detectores dependientes del material y la ausencia de referencias estandarizadas de dosis en agua. Este estudio evalúa el impacto dosimétrico de diferentes enfoques físicos en tres sistemas avanzados de Monte Carlo (MC) para eBT, centrándose en las discrepancias en las interacciones de bremsstrahlung que influyen en la consistencia dosimétrica.

MÉTODOS

Se realizaron simulaciones MC de los sistemas Axxent S700, Esteya e INTRABEAM eBT utilizando EGSnrc (egs_brachy y egs_kerma), TOPAS y PENELOPE-2018 (PEN18). Los modelos simplificados de tubos de rayos X preservaron características clave como el modo del blanco (reflexión o transmisión), el material, el grosor y la geometría del aplicador. Se compararon las dosis en profundidad y los espectros de fluencia entre los sistemas tanto para modos de blanco de transmisión como de reflexión. Simulaciones adicionales evaluaron la capacidad predictiva de los modelos simplificados para geometrías detalladas de aplicadores. Todos los sistemas MC utilizan la función escalada de Seltzer y Berger para el bremsstrahlung, pero varían en las aproximaciones de la función de forma. KQP (enfoque relativista de onda parcial) se considera el referente teórico, siendo utilizado por PEN18; 2BN (aproximaciones de Born sin corrección de pantalla) y 2BS (con corrección de pantalla, enfoque extremo-relativista y de ángulos pequeños) por TOPAS; y KM (2BS corregido por el término angular de 2BN) por EGSnrc.

RESULTADOS

Se observaron diferencias significativas en el modo de blanco de transmisión. Los espectros de fluencia de bremsstrahlung variaron un 15% entre PEN18, EGSnrc y TOPASliv, siendo PEN18 consistentemente más bajo. PEN18 y EGSnrc coincidieron dentro del 3% para espectros característicos, mientras que las líneas de PEN18 superaron las de TOPASliv en un 40%, causando discrepancias en dosis en profundidad de ~9%. Con TOPASpen, las diferencias espectrales compensadas produjeron desviaciones de dosis en profundidad dentro del 1%. En modo de reflexión, PEN18 y EGSnrc coincidieron dentro del 4%, pero TOPASpen mostró un 12% menos de bremsstrahlung y un 6% más de líneas características, reduciendo las diferencias de dosis a ~3%.

CONCLUSIONES

Existen discrepancias significativas entre los sistemas MC en la simulación de bremsstrahlung para eBT, impulsadas por diferencias en la distribución angular y el modelado de la relajación atómica. Son necesarios más estudios teóricos y experimentales para comprender estos impactos en la dosimetría clínica.

BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA EN EL CÁNCER DE CÉRVIX EN ESTADÍOS TEMPRANOS: UN ESTUDIO MULTICÉNTRICO

Lozares Cordero, S. (1); González Pérez, V. (2); Pellejero Pellejero, S. (3); Fuentemilla Urío, N. (4); Expósito, H. (5); Gandía Martínez, A. (1)
(1) Servicio de Física y P.R.-Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza; (2) Servicio de Radiofísica y P.R.-Fundación IVO de Valencia; (3) Servicio de Radiofísica y P.R-Complejo Universitario Hospitalario de Navarra; (4) Servicio de Radiofísica y PR- Complejo Universitario Hospitalario de Navarra; (5) Facultad de Física-Universidad de Zaragoza

OBJETIVO

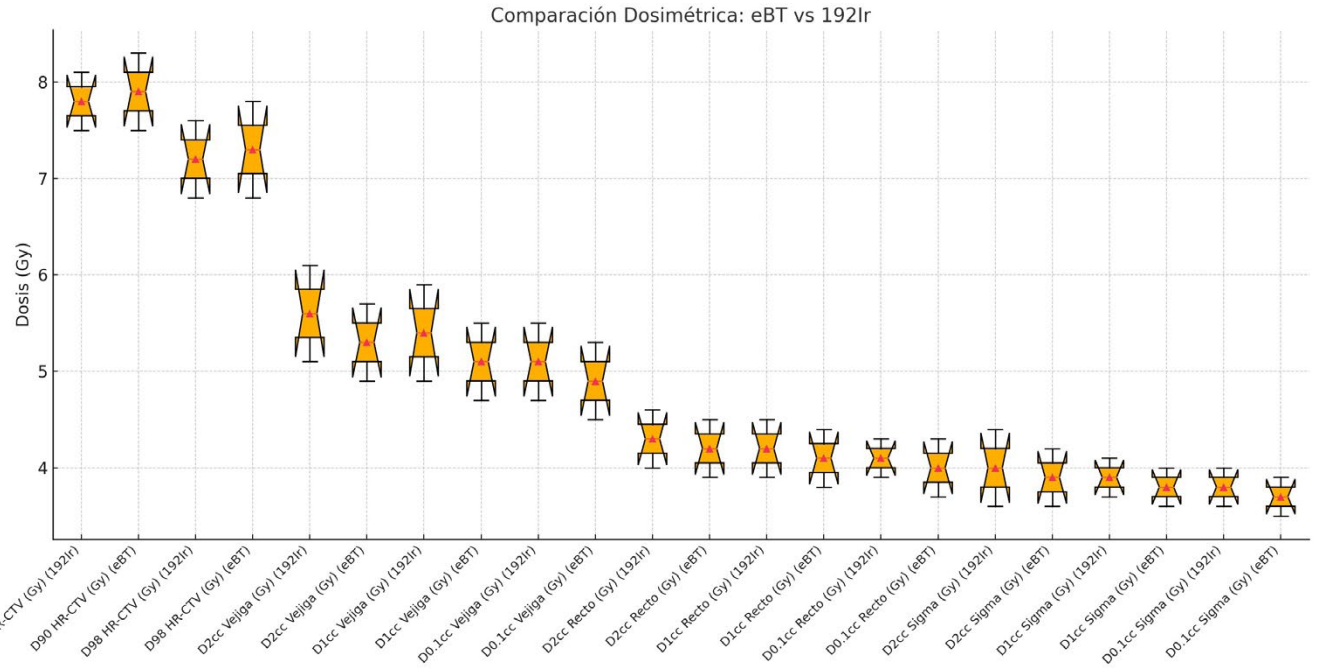
Evaluar la viabilidad y los parámetros dosimétricos de la braquiterapia electrónica (eBT) en el tratamiento del cáncer de cérvix en estadios tempranos (FIGO I-II) mediante un análisis multicéntrico ampliado y comparativo con la braquiterapia intersticial (ISBT) de alta tasa de dosis (HDR) basada en Ir-192. Se busca determinar si la eBT ofrece resultados equivalentes o superiores en términos de cobertura tumoral y protección de órganos de riesgo (OAR), especialmente en entornos con recursos limitados para HDR.

MATERIAL Y MÉTODOS

Estudio retrospectivo multicéntrico con 120 pacientes diagnosticadas con cáncer de cérvix FIGO I-II tratadas con ISBT basada en Ir-192 entre 2018 y 2024. La planificación se realizó mediante RMN utilizando aplicadores tipo Utrecht y agujas intersticiales opcionales según criterio clínico. Se simularon planes de tratamiento con eBT replicando las condiciones clínicas originales. Los parámetros dosimétricos evaluados incluyeron D90 y D98 para el volumen objetivo clínico de alto riesgo (HR-CTV) y D2cc, D1cc y D0.1cc para vejiga, recto y sigma. Se utilizó la prueba U de Mann-Whitney para comparar ambos enfoques, con significancia establecida en $p < 0.05$.

RESULTADOS

El 92.5% de los planes de eBT fueron clasificados como “óptimos” o “aceptables”. El 100% de los planes para estadios FIGO IB-IIA cumplieron los criterios dosimétricos, mientras que el 88% de los planes para estadio IIB fueron satisfactorios. Para HR-CTV inferiores a 35 cc, eBT mostró resultados comparables a Ir-192 en D90 y D98 ($p > 0.05$) (Figura 1). Sin embargo, se detectó un incremento estadísticamente significativo en D1cc para vejiga en Ir-192 ($p = 0.04$) (Figura 1), aunque se mantuvo dentro de los límites de seguridad. La eBT redujo las dosis absorbidas en OARs, lo que sugiere un perfil de seguridad favorable (Tabla 1).



Parámetro	192Ir (Media ± DE)	eBT (Media ± DE)	p-valor
D90 HR-CTV (Gy)	7.8 ± 0.3	7.9 ± 0.4	0.12
D98 HR-CTV (Gy)	7.2 ± 0.4	7.3 ± 0.5	0.08
D2cc Vejiga (Gy)	5.6 ± 0.5	5.3 ± 0.4	0.06
D1cc Vejiga (Gy)	5.4 ± 0.5	5.1 ± 0.4	0.04
D0.1cc Vejiga (Gy)	5.1 ± 0.4	4.9 ± 0.4	0.05
D2cc Recto (Gy)	4.3 ± 0.3	4.2 ± 0.3	0.10
D1cc Recto (Gy)	4.2 ± 0.3	4.1 ± 0.3	0.11
D0.1cc Recto (Gy)	4.1 ± 0.2	4.0 ± 0.3	0.12
D2cc Sigma (Gy)	4.0 ± 0.2	3.9 ± 0.2	0.15
D1cc Sigma (Gy)	3.9 ± 0.2	3.8 ± 0.2	0.13
D0.1cc Sigma (Gy)	3.8 ± 0.2	3.7 ± 0.2	0.14

CONCLUSIONES

La eBT es una alternativa viable y segura a la ISBT con Ir-192 para cáncer de cérvix en estadios tempranos, especialmente en pacientes con volúmenes HR-CTV menores a 35 cc. Su implementación es especialmente relevante en centros con acceso limitado a recursos de HDR, gracias a su facilidad de uso y menor complejidad operativa. Los resultados obtenidos respaldan la necesidad de más ensayos clínicos prospectivos para validar la eficacia y seguridad a largo plazo de la eBT.

¿PLANIFICACIÓN INVERSA EN BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX? DOSIMETRÍA Y ROBUSTEZ FRENTE A PLANIFICACIÓN DIRECTA

Gañán Mora, A. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Bermúdez Luna, R. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); Martorell Ruiz, M. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

En general, el uso de planificación inversa en Cérvix no está recomendado por la pérdida de control de control sobre la planificación, la pérdida de homogeneidad de tiempos de parada y un peso excesivo de las agujas intersticiales. En este trabajo rescatamos este debate comparando la dosimetría y la robustez de una solución de clase con el algoritmo de planificación inversa HIPO frente a la planificación directa empleada en nuestro centro.

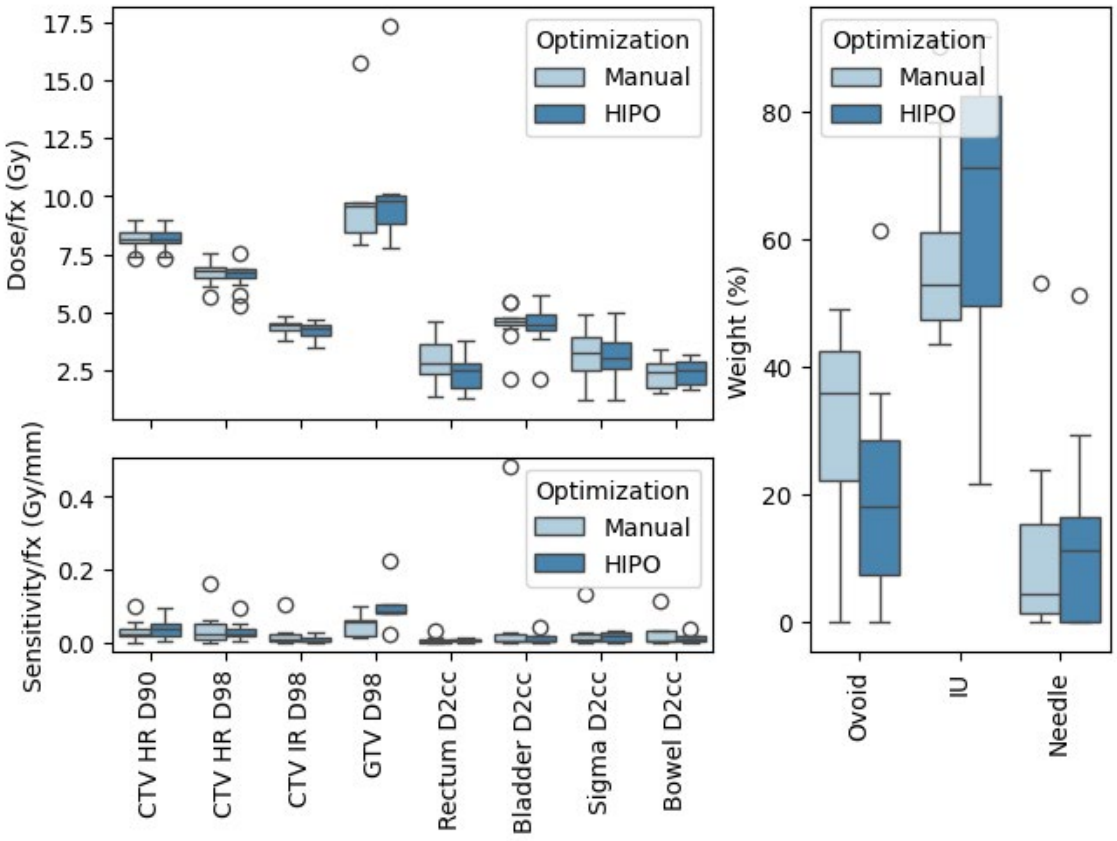
MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha replanificado la primera sesión de las últimas n=12 pacientes tratadas en nuestro centro siguiendo el protocolo EMBRACE II. Se han empleado aplicadores Venezia con ovoides y sonda intrauterina (IU), llevando n=9 pacientes agujas intersticiales. Solo n=7 pacientes tienen tumor residual (GTV) y n=7 tienen contorneado el intestino. El algoritmo de optimización inversa empleado es HIPO (Oncentra v4.6.2.11) y la solución de clase se muestra en la Tabla. En ocasiones se han realizado ajustes finos manuales a la planificación: cambiar pesos y objetivos en la solución de clase o bajar en bloque los tiempos de las agujas si eran elevados para subírselo a la sonda IU. Cada planificación se ha reescalado para que tenga el mismo CTV HR D90 que la planificación original. Se ha estimado la robustez de las planificaciones calculando el valor absoluto de la sensibilidad local (derivada) frente a desplazamientos sistemáticos longitudinales de todas las agujas intersticiales. El tiempo total de planificación se ha restringido a 15 minutos (habitualmente <10 min), algo menor a los tiempos con planificación directa. Por último, se ha aplicado la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon con =0.05 para comparar las planificaciones (SciPy 1.13.1).

RESULTADOS

Los valores nominales y de sensibilidad en cobertura y dosis en OARs, y el peso de los ovoides, sonda IU y agujas se muestra en la Figura. El CTV IR D98 (p=0.013), el Rectum D2cc (p=0.008) y el peso de los ovoides (p=0.039) son estocásticamente menores en HIPO y el peso de la sonda IU (p=0.032) es estocásticamente mayor en HIPO. Hay un paciente que dejaría de cumplir el objetivo del CTV IR D98 pero pasaría a cumplir Sigma D2cc, y otro paciente que pasaría a cumplir el objetivo de Rectum D2cc.

ROI	Usage	MinWeight	Min Value	Max Value	MaxWeight	Priority
GTV	GTV	100	830	1400	0.01	1
CTV HR	PTV	100	775	1400	0.01	2
CTV IR	CTV	50	400	1400	0.01	7
Bladder	OAR			510	75	3
Sigma	OAR			430	75	4
Bowel	OAR			430	75	5
Rectum	OAR			365	75	6
Normal tissue	Normal tissue			700	25	-
DTGR	0.8					



DISCUSIÓN

HIPO optimiza quitando peso a los ovoides y dándoselo a la sonda IU (y, en menor medida, a las agujas). Los tiempos de parada obtenidos no son uniformes, pero varían muy suavemente por el alto DTGR y se pueden ajustar manualmente con facilidad. Las diferencias en cubrimiento y dosis a OARs son en promedio pequeñas y solo dos de ellas estadísticamente significativas, aunque puntualmente sí puede haber grandes diferencias. La incertidumbre de ambas soluciones frente a desplazamientos sistemáticos de las agujas es comparable y, en general, pequeña.

CONCLUSIONES

El algoritmo HIPO permite planificar rápidamente con soluciones de clase consiguiendo planes similares a la planificación directa, tanto en dosimetría como en robustez en intersticiales, pero con menor peso en los ovoides.

CONSIDERACIONES EN LA RECONSTRUCCIÓN DE CATÉTERES DE TITANIO EN RM UTILIZANDO UN POLLO COMO MANIQUÍ

Morato Garcia, V. E. (1); Tornero López, A. M. (1)
(1) Hospital Dr. Negrín

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de braquiterapia (BT) de cáncer de cérvix se benefician de una componente intersticial en el implante, adicional a la intracavitaria. Los catéteres utilizados pueden ser de titanio (Ti), que proporcionan un mayor control sobre la direccionalidad del paso de la fuente.

En imagnes de T2 de resonancia magnética (RM), donde se debe efectuar la reconstrucción, contorneo y dosimetría de los tratamientos de BT de cérvix, se observa una distorsión geométrica en forma de globo en la punta del catéter de Ti debido a la susceptibilidad magnética (DOI:10.1016/j.rpor.2018.06.005). Esto conlleva una incertidumbre importante en la reconstrucción, y así, incertidumbres dosimétricas demasiado altas (DOI:10.1016/j.radonc.2013.11.002).

En este estudio, evaluamos la posición real de la punta de un catéter de Ti, en secuencias de RM en T1 y T2, usando un "pollo" como maniquí antropomórfico, evitando así distorsiones de movimiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Insertamos seis agujas de Ti (Elekta AB, Stockholm, Sweden) de 24 cm en el maniquí, en diferentes direcciones e incidiendo con diferentes interfases (figura 1). Realizamos un TC y una RM (1.5T) en T2 y T1, en axial, coronal y sagital. En la RM colocamos la antena sobre un arco, para no alterar la posición de las agujas al colocarla sobre el maniquí (figura 1).

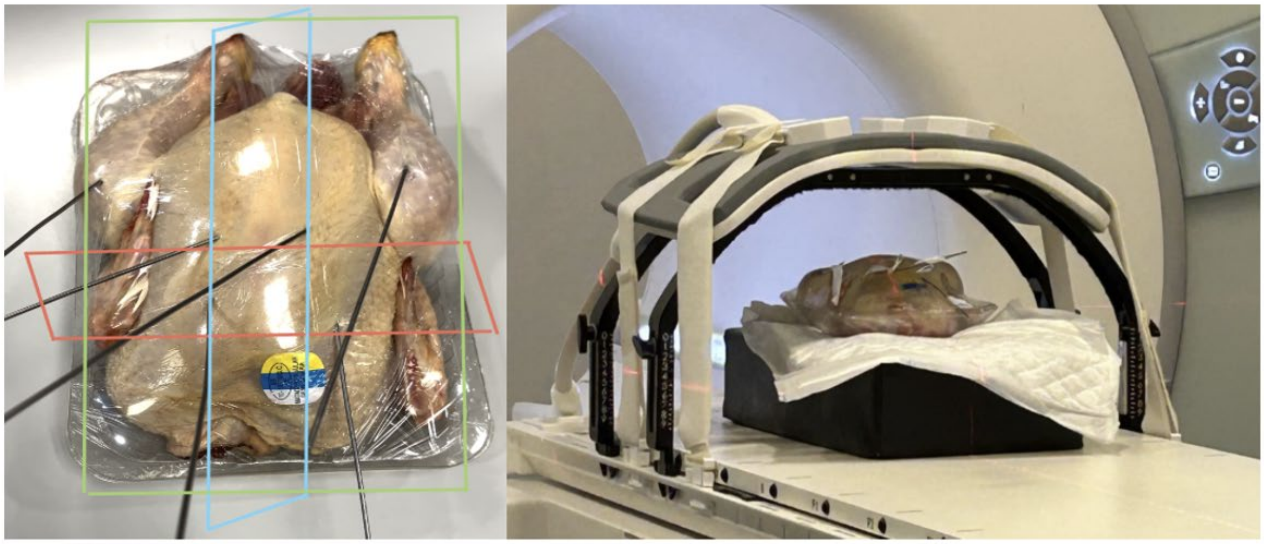


Figura 1. Izquierda: agujas insertadas en diferentes direcciones: eje axial (rojo), sagital (azul) y coronal (verde). Derecha: montaje para el estudio de RM.

En el planificador *Oncentra Brachy* (Nucletron-Elekta) se importan y fusionan el TC con la RM-T2 y, por otro lado, con la RM- T1. Se reconstruyen las agujas en el TC, donde la visualización es óptima, y se evalúa la posición relativa de su punta con respecto a la geometría del artefacto en la RM.

Finalmente verificamos nuestros resultados con una paciente real de cáncer de cérvix tratada con BT en RM-T2 implantada con 21 agujas de Ti, fusionando su RM con un TC.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La figura 2 muestra la posición relativa de la punta real de la aguja con respecto al artefacto. El artefacto tiene la misma forma independientemente de la interfaz y sus dimensiones son de $0.80/pm0.01cm$ y $0.50/pm0.01cm$, largo y ancho, respectivamente.

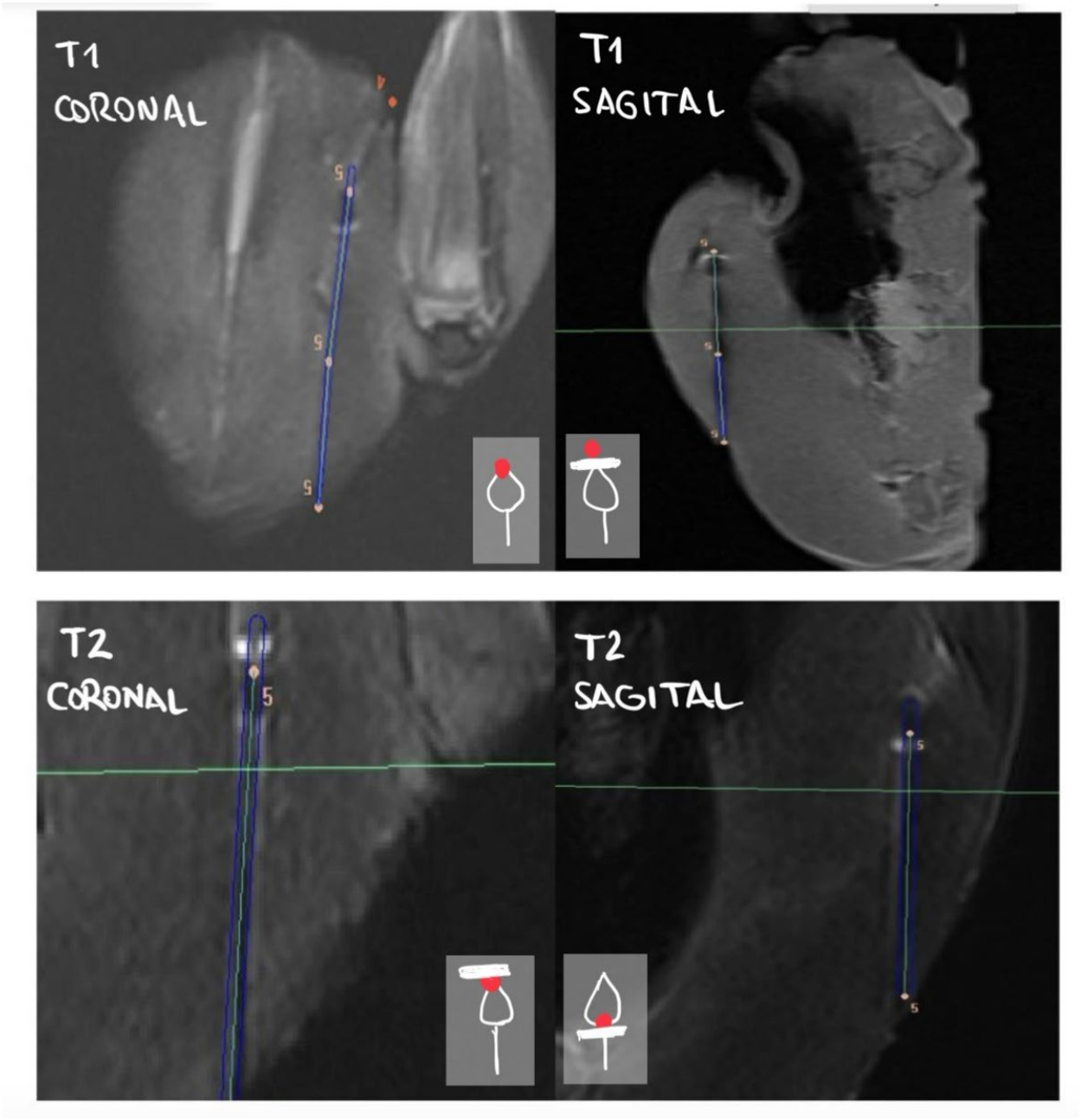


Figura 2. Posición relativa del artefacto en diferentes cortes y secuencias.

Estos resultados han sido satisfactoriamente validados realizando la reconstrucción de 21 catéteres en una paciente real.

CONCLUSIONES

Las agujas de Ti en RM tienen un artefacto debido a la susceptibilidad magnética, el cual debido a sus dimensiones nos acarrea incertidumbres en la reconstrucción y derivado de ellas, errores dosimétricos elevados. Dicho artefacto no depende de la interfaz que atraviesa, ni de donde incide, ni de la posición relativa con respecto a la antena, pero sí depende del tipo de secuencia de RM. Hemos determinado las dimensiones del artefacto en las secuencias y vistas de interés, y determinado la posición real de la punta de la aguja con respecto a su geometría.

DETECTORES DE CARBURO DE SILICIO PARA DOSIMETRÍA EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON FUENTES DE 192IR

Rosich Velarde, D. (1); Arteche, A. (1); Castelló Mor, N. (1); Duarte Campderros, J. (1); Quintana, C. (1); Vila, I. (1); Fabregat Borras, R. (2); Gutiérrez Ruiz, M. (2); Ruiz Arrebola, S. (2); Fleta, C. (3); Guardiola, C. (3)

(1) Instituto de Física de Cantabria; (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (3) Instituto de Microelectrónica de Barcelona

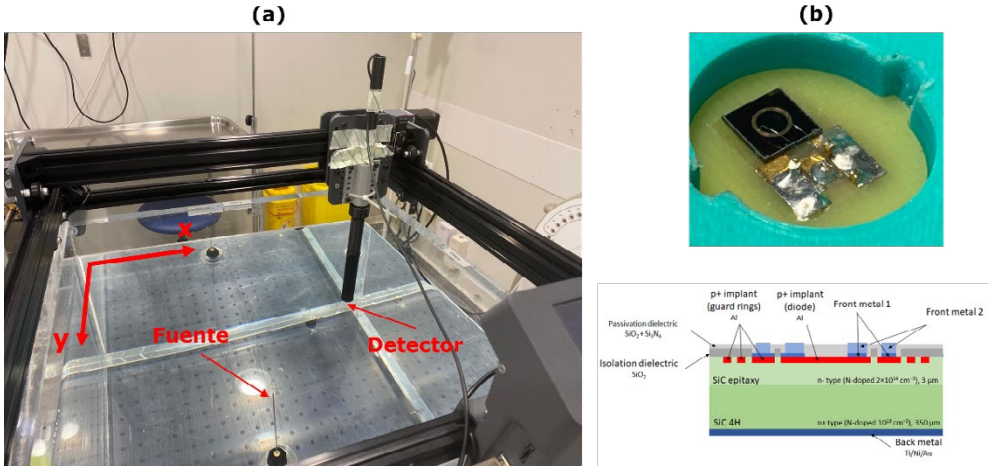
INTRODUCCIÓN

La medida de la dosis en braquiterapia de alta tasa (BAT) plantea un desafío tecnológico debido a los pronunciados gradientes de dosis involucrados. Además, la presencia de múltiples procedimientos manuales en esta modalidad de tratamiento resalta la necesidad de desarrollar técnicas de detección de errores humanos mediante la monitorización.

En este contexto, el carburo de silicio (SiC) se presenta como una opción ideal para monitorizar con alta precisión la dosis en entornos de radiación intensos sin comprometer su rendimiento. Como semiconductor de banda ancha, el SiC es altamente resistente a la radiación y prácticamente insensible a variaciones de temperatura. A través de una comparación con un diodo de diamante comercial, este estudio propone el uso de detectores de diodo de SiC en intervenciones de BAT.

MATERIAL Y MÉTODOS

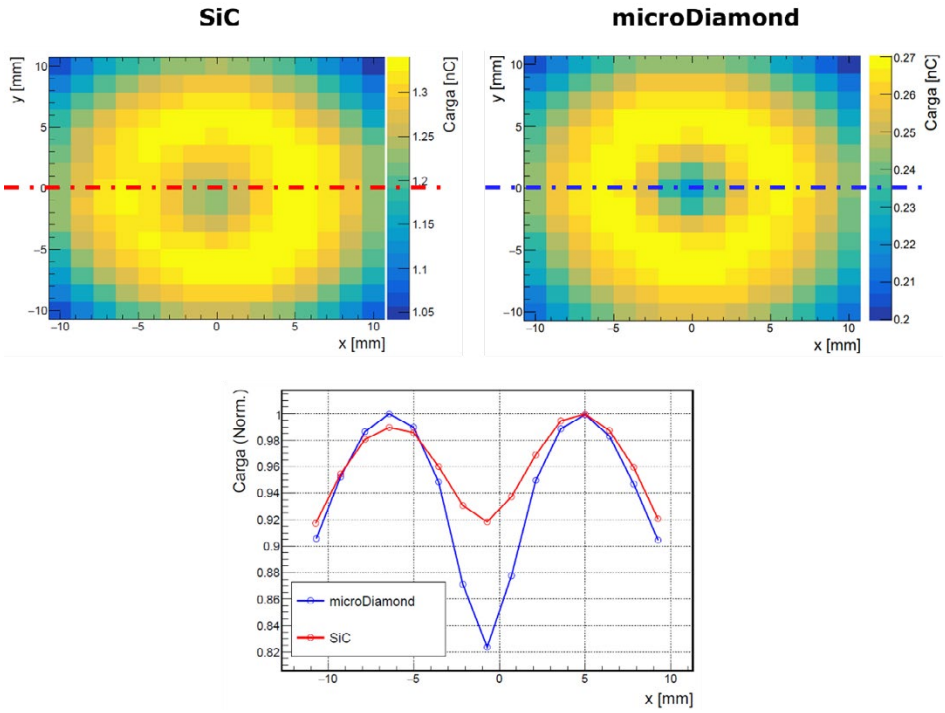
Las medidas se han realizado en un maniquí clínico diseñado *ad hoc* para la caracterización de detectores en braquiterapia (fig. 1). Éste consiste en un cubo de metacrilato de 40cm de lado, equipado con dos ejes motorizados que permiten el posicionamiento preciso del detector. La señal es registrada fuera del búnker mediante un electrómetro PTW MULTIDOS. Para este estudio, se ha obtenido un mapa bidimensional de la radiación emitida por una semilla de 192Ir con dos detectores: un diodo de SiC y otro PTW microDiamond con grosores de volumen activo de 3um y 1um, respectivamente. Los dos dispositivos tienen un diámetro de 2.2mm y ninguno fue polarizado.



Fotografía del maniquí clínico desarrollado (a). Fotografía y esquema de la estructura del diodo de SiC estudiado (b).

RESULTADOS

En la figura 2 se presentan los mapas medidos con cada detector. En cada punto se muestra el valor de la carga obtenida al integrar, durante 6 segundos, la corriente medida por los dispositivos. Se puede apreciar la notable similitud del diodo SiC con el detector microDiamond.



Mapas 2D de carga registrados por cada uno de los detectores estudiados. En la gráfica se muestran perfiles de los mapas tomados por la línea discontinua que aparece en los mapas.

DISCUSIÓN

La calidad de la medición realizada con el detector prototipo de SiC es comparable a la de un detector comercial de diamante con prestaciones y geometría similares. Además, los mapas muestran que la señal registrada por el detector de SiC es siempre superior a la del microDiamond, lo cual es coherente con su mayor volumen ($1.14 \cdot 10^{-2}$ mm3 frente a $0.38 \cdot 10^{-2}$ mm3) y con el hecho de que el SiC posee un ancho de banda prohibida menor que el diamante. La sensibilidad de ambos dispositivos es similar, tal y como puede verse en los perfiles de la figura 2.

CONCLUSIONES

El detector desarrollado para este estudio se posiciona como una alternativa prometedora a otros detectores de estado sólido por su alta resistencia a la radiación, comparable al diamante, pero de menor coste. No solo presenta una resolución y sensibilidad comparables a las del detector comercial analizado, sino que su alta sensibilidad permite una mejor verificación del tratamiento en procedimientos BAT.

SERVICIO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE POZO PARA BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA

González Castaño, D. M. (1); González García, E. (1); Gómez Fernández, N. (1); López Sánchez, M. (2); Pérez Fernández, M. (3)
(1) Laboratorio de Radiofísica; (2) Hospital Universitario Lucus Augusti; (3) Galaria

INTRODUCCIÓN

La dosimetría de referencia en braquiterapia de alta tasa se fundamenta en la determinación de kerma de aire en un punto situado a una distancia de 1 m de una fuente radiactiva, en ausencia de radiación dispersa y atenuación. En los centros clínicos se emplean cámaras de ionización de pozo, calibradas en la magnitud de interés para un modelo de fuente y aplicador específicos. En este trabajo presentamos la validación de un servicio de calibración de cámaras de pozo para braquiterapia.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se fabricó una caja con paredes de plomo con dos orificios: El superior permite insertar un posicionador para colocar un modelo de fuente radiactiva de ir-192 en el centro de la caja. El otro orificio, situado en una pared lateral, tiene un diámetro que permite conformar un haz colimado a un diámetro de 30 cm a una distancia de 1.5 m de la fuente radiactiva. La tasa de kerma de aire en aire en el punto de referencia (situado a 1.5 m de la fuente en el centro del campo, se obtiene a partir de la medida de una cámara

de ionización esférica de 28 cm^3 de volumen, calibrada en un laboratorio primario en kerma de aire en el seno de aire. La señal de la cámara se corrige por fuga, condiciones ambientales, polaridad, inhomogeneidad de fluencia, radiación dispersa, atenuación en aire (estas tres calculadas mediante simulación Monte Carlo) y distancia, hasta obtener el valor de referencia a 1 m. La fuente calibrada se introduce en la cámara de pozo del usuario mediante un aplicador para determinar el coeficiente de calibración de la cámara/fuente/aplicador.

Para validar el método, se compararon los valores de coeficiente de calibración obtenidos para cinco cámaras de ionización (de tres modelos distintos) y dos modelos de fuente radiactiva de ir-192 con los de otro laboratorio de calibración.

Adicionalmente se compararon los valores de tasa de kerma de aire a 1 m para los dos modelos de fuente radiactiva considerados (Varian GammaMedPlus y Nucletron Flexitron) con los valores facilitados por sus fabricantes.

La figura 1 muestra el dispositivo experimental de calibración de la fuente radiactiva.



RESULTADOS

Las diferencias relativas entre valores de tasa de kerma en aire medidos con este método y los facilitados por el fabricante son menores que un 1% para ambas fuentes. Las diferencias entre coeficientes de calibración para cámaras de pozo obtenidos mediante este método y los obtenidos mediante otro laboratorio de calibración son menores que un 2.5%.

DISCUSIÓN

La incertidumbre del coeficiente de calibración es 2.7%, k=2. Todas las diferencias relativas evaluadas son compatibles con incertidumbres. Las diferencias entre medidas de kerma de aire son menores que las diferencias entre coeficientes de calibración, lo que podría estar asociado a la deriva de las cámaras de pozo (hasta un 1% anual).

CONCLUSIONES

Se considera validado el procedimiento de calibración de cámaras de pozo, que permitirá a los centros hospitalarios disponer de un laboratorio en España para apoyar la dosimetría de referencia en braquiterapia.

IMPLEMENTACIÓN DE UNA HERRAMIENTA GEANT4 PARA LA REDUCCIÓN DE VARIANZA EN EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO CON UNA FUENTE IR-192 HDR

Perales Molina, A. (1); Liñán Rodriguez, P. M. (1); Cortés Giraldo, M. A. (2); Sánchez Jiménez, E. (1); Torres López, M. (1); Montes Uruén, A. (1); Martinez Ortega, J. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro; (2) Universidad Sevilla

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es comparar la eficiencia, precisión y exactitud de cálculo entre un estimador "track-length", que hemos desarrollado en este estudio, y un estimador analógico de energía depositada.

MATERIAL Y MÉTODOS

Partimos de una aplicación, basada en la plataforma Montecarlo (MC) geant4 versión 11.02.p02, que reproduce la geometría de la fuente Ir-192 HDR GammaMed Plus. Hemos incorporado una nueva clase que permite el registro de kerma por medio de un estimador "track-length" lineal. Los coeficientes de absorción másicos en agua fueron obtenidos de la base de datos del NIST, mientras que el volumen de registro, longitud del paso entre dos colisiones consecutivas, y energía cinética de la partícula fueron extraídos por medio de funciones integradas en geant4.

Hemos evaluado los parámetros de referencia de la fuente GammaMedPlus, según formalismo AAPM TG-43, frente a los valores calculados empleando el estimador "track-length" y los obtenidos con el estimador analógico. Los cálculos MC fueron realizados en un volumen cúbico de agua con 80 cm de arista. Se registraron transferencias de energía por parte de fotones exclusivamente, con un umbral de energía de 10 keV. La lista de física empleada fue Livermore y se simularon 10^9 – 10^{10} eventos.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se encuentran representados los valores de referencia de la función radial g(r), frente a los calculados con el estimador analógico, y los obtenidos con el estimador desarrollado. Las discrepancias relativas entre los valores de referencia y los obtenidos con el estimador analógico estuvieron entre –0.3% y 0.6%, con una incertidumbre en el cálculo (k = 1) ≤ 1.9%. En el caso del estimador "track-length" las discrepancias estuvieron entre -1% y 0.6%, con una incertidumbre estadística (k = 1) ≤ 0.3%. Los tiempos de cálculo fueron de entre 48 y 72 horas con el estimador analógico, mientras que en el caso del estimador creado no superaron las 24 horas.

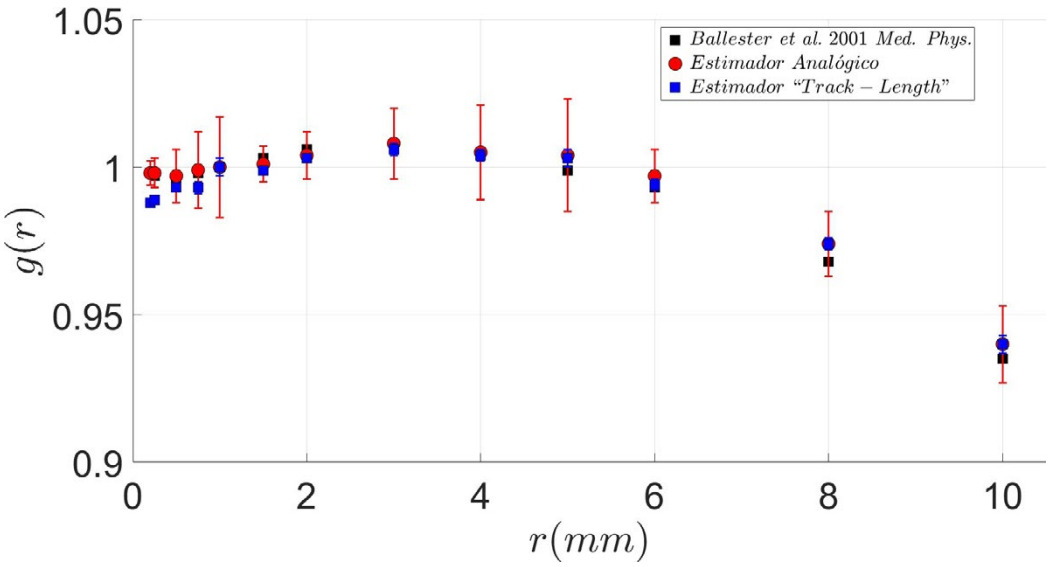


FIGURA 1: Valores de referencia de la función radial g(r) (cuadrados negros), de la fuente Ir-192 GammaMed Plus, frente a los calculados con el estimador analógico (círculos rojos) y el estimador "track-length" (cuadrados azules).

DISCUSIÓN

El código desarrollado permite alcanzar valores de similar exactitud que su homólogo analógico en tiempos de cálculo menores. Junto a ello, la incertidumbre del cálculo es menor, demostrando también una mayor eficiencia y precisión.

En base al acuerdo con los valores de referencia, el estimador “track-length” proporciona una aproximación válida para distancias a la fuente ≥ 2 mm. Las discrepancias encontradas para las distancias de 2 y 2.5 mm, (-1% y -0.9% respectivamente), se engloban dentro de la posible pérdida de equilibrio electrónico por la proximidad a la fuente Ir-192.

CONCLUSIONES

En este trabajo hemos demostrado que el uso de estimadores basados en la traza de fotones, permite parametrizar una fuente Ir-192 GammaMed Plus HDR con una mayor precisión y eficiencia que un estimador analógico de dosis.

CÁLCULO SECUNDARIO UNIFICADO EN BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA CON RU-106 / I-125.

Alonso Delgado, I. (1); Galiano Fernández, P. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Huertas Martínez, C. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Sánchez López, R. (1); Gómez Hinojal, L. (1); Rocha Martín, P. (1); Aznar Durán, A. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); González Del Portillo, E. (1); Rodríguez Rodríguez, I. (1); Asencio Durán, M. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Sáez Beltrán, M. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia oftálmica se emplea en el tratamiento de tumores oculares de melanoma y retinoblastoma cuando no se dispone de protonterapia. Históricamente, se han utilizado placas de Ru-106 o de I-125 (COMS). Cada tipo de fuente requería un método de cálculo de dosis independiente. Esta diversidad incrementaba la complejidad y no permitía la comparación. El presente trabajo propone un cálculo secundario unificado 1D, basado en tablas de dosis en profundidad (PDD) provenientes de simulaciones Montecarlo, que estandariza el proceso y facilita la selección de la fuente más adecuada.

MÉTODOS

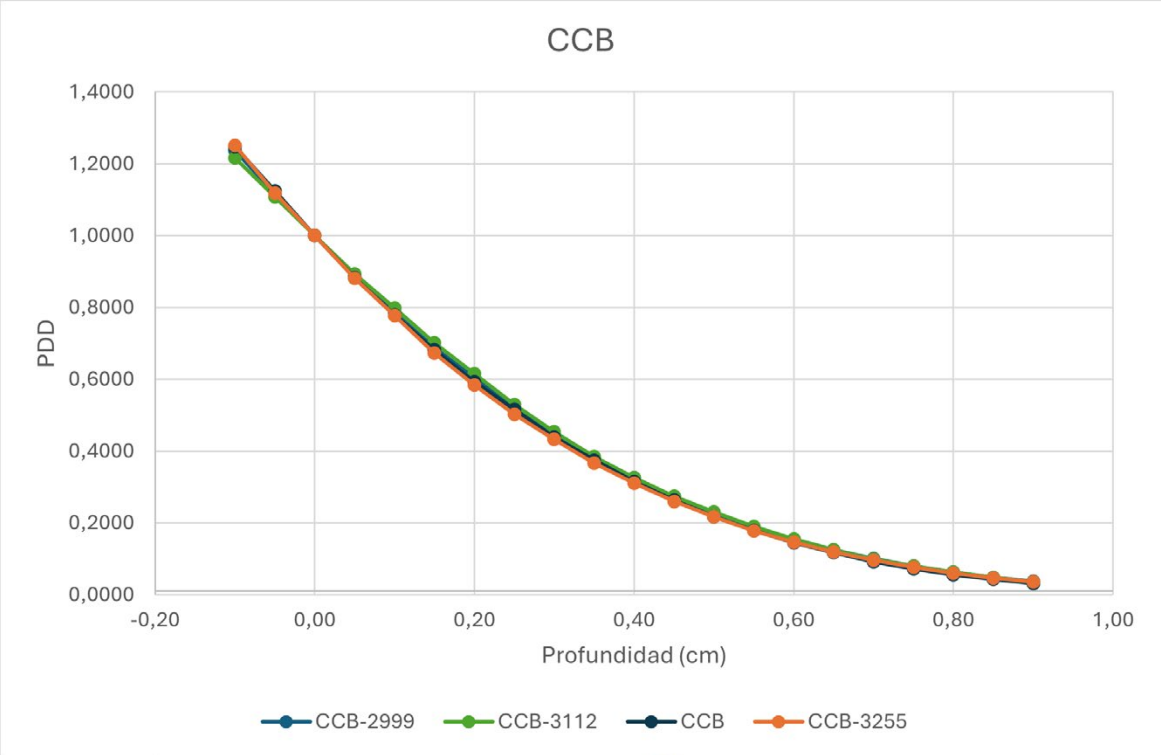
Se recopilaron datos de PDD para los modelos de placas de I-125, calculados con EGSnrc, y de Ru-106, calculados con PENELOPE. Estas tablas se normalizan en función de la tasa de dosis a 1 mm de distancia de la fuente en agua, expresada en unidades “U”. Para cada modelo de placa, se realizó una interpolación logarítmica de la dosis en profundidad cada 0,5 mm, desde la superficie de la placa hasta 9 mm para Ru-106, o 24 mm para I-125). Para aplicar la metodología, se desarrolló una hoja de cálculo en Microsoft Excel que permite seleccionar el modelo de placa, la actividad calibrada y los parámetros de prescripción (dosis y profundidad), generando automáticamente un informe del plan de tratamiento y las fechas óptimas para implante y explante.

Radionúclido	I-125	
Semivida	59.4	días
Placa	COMS-18ps	
Carga	21 semillas	
Modelo	I25.S16	
Tramo	A05	
Lote	Default A05	
BEBIG Calibration Date	22/11/2024	
Actividad certificado	6.410	U
Medida promedio	6.410	U

Dosis de prescripción	85	Gy
Base	6	mm
Apex-Esclera	7	mm
Apex-Aplicador	8	mm

COMS-18		
02	Default A05	05
LUNES	>>>>>>>>> >>>>>>	JUEVES
14:00	85 Gy	10:00
@ 7mm + 1 mm		

RESULTADOS



Se obtuvieron 23 tablas de PDD correspondientes a 11 modelos de placa. La comparación entre distintas fuentes de datos mostró diferencias inferiores al 5%, lo que confirma la consistencia y ausencia de errores sistemáticos. La hoja de cálculo resultante unifica el proceso de caracterización de la fuente y el cálculo de la dosis para Ru-106 e I-125, reduciendo la posibilidad de confusiones. Además, el software ofrece la dosis estimada en la esclera y la planificación temporal para cada tratamiento.

CONCLUSIONES

La principal aportación de este trabajo es la implementación de un cálculo secundario común para la braquiterapia oftálmica tanto con Ru-106 como con I-125, respaldado por modelos de Montecarlo. El nuevo método implementado en una hoja Excel simplifica la planificación, minimiza errores y facilita la toma de decisiones clínicas al permitir comparar y seleccionar la placa e isótopo más adecuados para cada tratamiento. Asimismo, la estructura de tablas posibilita futuras extensiones a cálculo en tejido y cálculos 3D.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE PACIENTES

USO DETECTORES CENTELLO EXRADIN W2 PARA PATIENT-SPECIFIC QUALITY ASSURANCE (PSQA) PARA CAMPOS PEQUEÑOS VMAT

Sánchez Rubio, P. (1); Liñán Rodriguez, P. M. (1); Montes Uruén, A. (1); Orive Escalada, J. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Tubio Rodriguez, C. (1); Martínez Ortega, J. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

INTRODUCCIÓN

El uso de campos muy pequeños en SRS/SBRT dificulta *patient-specific quality assurance (PSQA)* basada en medidas puntuales, debido al volumen excesivo de detectores convencionales[1]. Los detectores de centelleo plástico Exradin W2, por su equivalencia al agua y pequeño volumen, son adecuados para *PSQA*, aunque su uso se ha enfocado en caracterización de campos pequeños[2,3].

Este trabajo evalúa el uso de detectores W2 para *PSQA* en tratamientos VMAT para SRS/SBRT.

MATERIAL Y MÉTODO

Se determinaron la ganancia (G) y los factores de corrección de Cerenkov (CLR) para los W2_1x1 (0.0008cm³) y W2_1x3 (0.0024cm³) en maniquí agua para energía 6FFF y tamaños de campo 10x10cm², 2x2cm² y 4x4cm², evaluando la idoneidad de tamaños de campo similares a los clínicos frente al recomendado por el fabricante (10x10cm²).

Se verificaron seis planes VMAT (4SRS y 2SBRT) planificados en RayStation vs12.A para acelerador TrueBeamSTX con energía 6FFF, empleando una cámara de ionización PinPoint 3D (0.016cm³), detectores W2 en maniquí Lucy, y matriz Octavius 1000SRS (0.003cm³) para determinar la gamma absoluta-global 2%-2mm. Se evaluó el acuerdo entre la dosis medida por los diferentes detectores y el TPS.

Acorde a Carrasco[4], se analizaron las dependencias angulares (polar y axial) de los W2 empleando maniquí Lucy, calculando la raíz cuadrática media (RMS) de la diferencia porcentual respecto a los ángulos 15° y 270°, repectivamente. Se caracterizó el efecto de la dependencia polar mediante un factor de corrección, k_{polar_PSQA}, obtenido a partir de los factores medidos y los

patrones de fluencia del TPS en cada punto de control ponderados por la fluencia total de cada arco.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los W2 mostraron discrepancias <2% respecto al TPS, mejorando los resultados de PinPoint3D y Octavius para las lesiones más pequeñas (tabla1). El detector W2_1x3 mostró mayor variación en CLR y G con el tamaño de campo, con diferencias de -17.01% y -6.04% para 2x2cm² respecto al 10x10cm². Los valores CLR y G para tamaños de campo similares al *PSQA* mejoraron la concordancia con el TPS. Huang[1] recomienda un 4x4cm2 para determinar CLR del W1 para verificación VMAT- SRS, puesto que el efecto Cerenkov depende del tamaño de campo.

Tabla 1. Diferancia porcentual entre la dosis medida y la calculada para los diferentes detectores. Se muestra el volumen de las lesiones así como el tamaño del cuadrado equivalente para los arcos empleados en la planificación. Para los detectores de centello W2 se muestran los valores del factor de corrección de Cerenkov (CLR) y ganancia (G) obtenidos para cada tamaño de campo.

				ΔDosis Medida - TPS (%)												
				PinPoint3D	Octavius 4D		W2_1x1			W2_1x3			*W2_1x1		*W2_1x3	
Localización	Dosis/fx (Gy)	Volumen (cm^3)	Tamaño campo equivalente (cm^2)	%ΔDosis PinPoint 3D	%ΔDosis Octavius SRS	Γ (2%-2mm)	2x2 (CLR=1,2024 - G=0,9696)	4x4 (CLR=1,25 - G=0,985)	10x10 (CLR=1,2852 - G=1,0056)	2x2 (CLR=1,1488 - G=0,3891)	4x4 (CLR=1,1488 - G=0,3891)	10x10 (G=1,1796 - G=0,396)	Sin corrección polar	Con corrección polar (k_{polar_psqa})	Sin corrección polar	Con corrección polar (k_{polar_psqa})
MAV	16	0,04	1	-2,65%	4,81%	99,10%	-1,54%	-1,62%	-0,52%	-0,03%	0,19%	1,17%	-1,23%	-2,81%	0,44%	-0,78%
MAV	17	0,17	1	-5,19%	1,64%	99,10%	-2,72%	-2,71%	-1,54%	0,43%	0,67%	1,66%	-2,32%	-2,97%	0,92%	-0,23%
Meta Cerebelosa Dcha	18	0,55	1,5	3,22%	4,67%	88,10%	1,67%	1,31%	2,27%	-1,77%	-1,20%	-0,27%	1,75%	0,46%	-1,08%	-2,53%
Meta Frontal Izqda	18	0,17	2,4	-6,54%	2,00%	99,40%	-1,15%	-1,54%	-0,55%	-0,88%	-0,32%	0,62%	-1,08%	-2,90%	-0,19%	-2,49%
SBRT ganglionar	7	5,65	3	0,50%	2,49%	98,10%	-2,06%	-2,73%	-2,01%	-0,18%	-0,70%	0,13%	-2,27%	-2,93%	-0,25%	-1,51%
SBRT ganglionar	4	6,87	3,5	0,17%	1,03%	98,80%	-0,24%	-1,03%	-0,36%	0,27%	-0,40%	0,40%	-0,54%	-0,65%	0,09%	-1,24%

* Diferencia porcentual entre la dosis medida y calculada promediada para los disitintos factores CLR y G

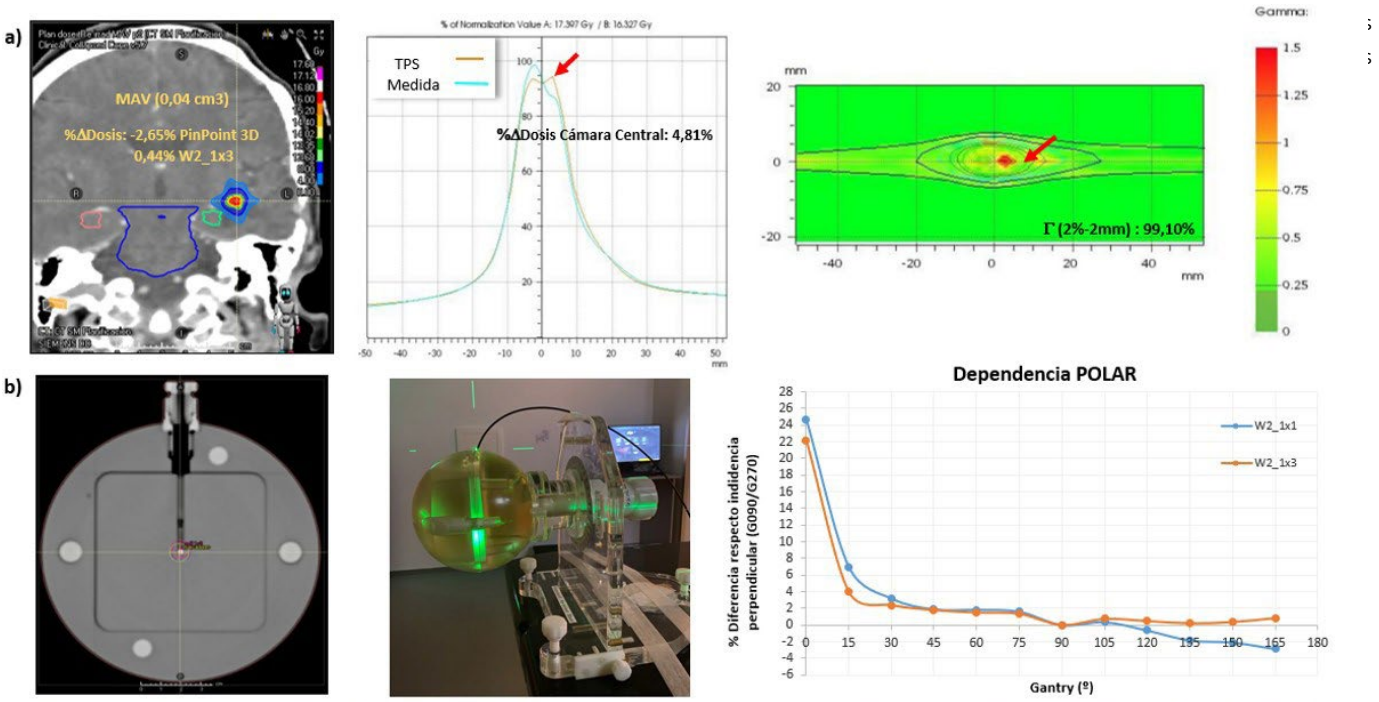


Figura 1. a) Verificación de una malformación arteriovenosa (MAV) con matriz de cámaras de ionización líquida Octavius 1000 SRS. Se aprecia que la matriz no tiene resolución suficiente para resolver un volumen tan pequeño. A pesar de que pasa el criterio gamma, no es resultado aceptable, ya la gamma es >1 en el PTV. **b)** Imagen CT del maniquí lucy con centelleador W2_1x1. La imagen central muestra la configuración para medir las verificaciones de los tratamientos así como la dependencia polar.

Los factores k_{polar_PSQA} promedio fueron 1.014 ± 0.019 y 1.018 ± 0.014 para W2_1x1 y W2_1x3, respectivamente. El promedio Dosis$_{medida\ -TPS,}$ sin y con corrección, fueron -0.95% y -1.97% para W2_1x1, y -0.01% y 1.46% para W2_1x3, respectivamente. Según Jacqmin[2], la dependencia polar se compensa en el tratamiento, permitiendo ignorar su corrección en usos rutinarios.

CONCLUSIONES

Los detectores Exradin W2 son adecuados como dosímetros de referencia para *PSQA* en VMAT SRS/SBRT con tamaños de campo<3cm^2.

¿ES POSIBLE LA REDUCCIÓN DEL MARGEN CON RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE PARA EL CÁNCER RECTAL?

Martín Veganzones, M. (1); Martínez Fernández, M. I. (2); Lorenzana Moreno, P. (2); De La Llana Granja, V. (3); Bragado Álvarez, L. (4); Fuentemilla Urío, N. (4); Mañeru Cámara, F. (4); Astudillo Olalla, R. (4); Gorrochategui Susperregui, A. (4); García Iglesias, N. (4); Lamaison Vidarte, M. (4); Sola Galarza, A. (2); Barrado Los Arcos, M. (2); Flamarique Andueza, S. (2); Ruiz Martinez De Azagra, U. (2); Amondarain Elgarresta, L. (2); Pozo Jimenez, D. (2); Lopez Garcia, S. (2); Rico Oses, M. (2); Villafranca Iturre, E. (2); Pellejero Pellejero, S. (4)
(1) Hospital Universitario de Navarra; (2) Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario de Navarra; (3) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de León; (4) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Navarra

OBJETIVO

Este estudio explora la viabilidad de reducir los márgenes del CTV al PTV de 5 mm a 3 mm en pacientes con cáncer rectal sometidos a radioterapia adaptativa (ART). La ART permite ajustes diarios del plan para compensar las variaciones anatómicas, mejorando la cobertura del objetivo y minimizando la dosis a los órganos en riesgo (OARs). El objetivo es evaluar si los márgenes más estrechos mantienen una cobertura adecuada del CTV mientras se reduce el volumen tratado.

MATERIALES Y MÉTODOS

Diecinueve pacientes diagnosticados con cáncer rectal fueron tratados con un esquema de radioterapia de curso corto (25 Gy en 5 fracciones) utilizando el sistema ART de Varian/Ethos. Ocho pacientes fueron tratados con un margen CTV-PTV de 5 mm, mientras que 11 recibieron un margen de 3 mm. El flujo de trabajo de la ART incluyó imágenes diarias de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) para tener en cuenta los cambios anatómicos.

El movimiento intrafraccción se midió comparando la alineación espacial de dos exploraciones CBCT: la primera realizada antes del flujo de trabajo de la ART y la segunda inmediatamente antes del tratamiento. Se registró el tiempo “de puerta a puerta”, que abarca la obtención de imágenes y la administración del tratamiento.

El volumen del CTV, derivado del GTV, se mantuvo constante entre los pacientes. La cobertura del CTV se evaluó analizando el D98% (dosis que cubre el 98% del CTV) y comparando los resultados entre los grupos de 5 mm y 3 mm.

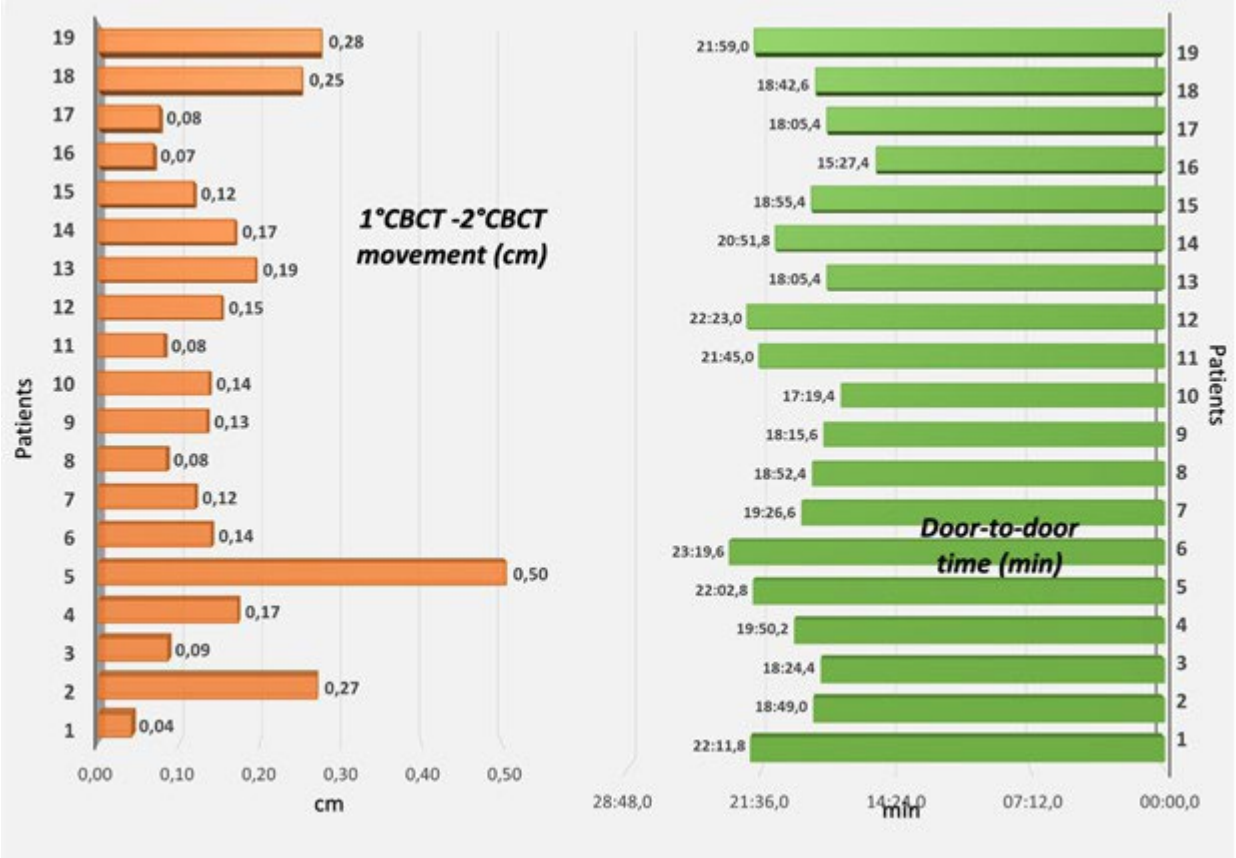
RESULTADOS

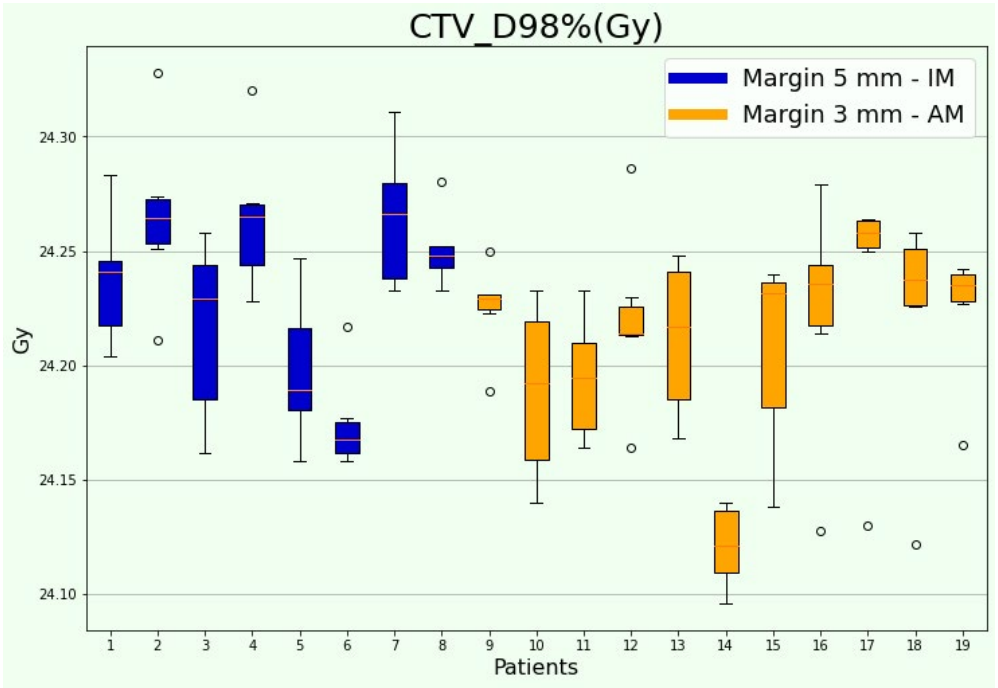
La reducción del margen a 3 mm disminuyó significativamente el volumen promedio del PTV de 903 ± 187 cm^3 (5 mm) a 770 ± 97 cm^3 (3 mm), lo que indica una menor irradiación de tejidos sanos.

El desplazamiento espacial entre las dos exploraciones CBCT fue mínimo, con un promedio de 0,16 ± 0,10 cm, lo que confirma una localización precisa del objetivo con el margen más estrecho.

El tiempo promedio de puerta a puerta fue de 19:29 ± 2:02 minutos, lo que demuestra que los flujos de trabajo de la ART siguen siendo eficientes, incluso con márgenes más estrechos.

Los valores de D98% del CTV para el grupo de 3 mm se situaron dentro del intervalo de confianza del 95% del grupo de 5 mm, lo que indica que no hubo un compromiso significativo en la cobertura del objetivo.





CONCLUSIONES

Reducir el margen CTV-PTV a 3 mm en la ART para cáncer rectal es clínicamente factible. Este enfoque mantiene la cobertura del objetivo mientras reduce significativamente el volumen del PTV, lo que potencialmente minimiza la exposición a la radiación de los OARs. El movimiento intrafraccción mínimo y los tiempos de tratamiento eficientes respaldan aún más la adopción de márgenes más estrechos. Estos hallazgos destacan el potencial de la ART para mejorar la precisión y reducir la toxicidad en la radioterapia para el cáncer rectal.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE LA TBI-VMAT PEDIÁTRICA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON

Guardiola-Zaragoza, P. (1); Navarro-Palomas, P. (1); Pié-Padró, S. (1); Micó-Milla, S. (1); Hermida-López, M. (1)
(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron

INTRODUCCIÓN

La irradiación corporal total (TBI) es un tratamiento para el acondicionamiento de trasplante de médula ósea. Hecho históricamente mediante técnicas con distancia fuente-superficie extendida, sus limitaciones frente las potenciales ventajas de las técnicas isocéntricas condujeron a la TBI-VMAT.

Describimos resultados dosimétricos y de verificaciones pre-tratamiento de la TBI-VMAT pediátrica en nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODOS

La TBI-VMAT se implementó en nuestro hospital en 2019, con un total de 18 pacientes tratados hasta enero de 2025. Seleccionamos retrospectivamente los 13 pacientes con dosis mieloablativa de 12 Gy, de los cuales descartamos los dos primeros porque no se protegieron los riñones.

Se simula el paciente en decúbito supino con los brazos y manos pegados al cuerpo, e inmovilizado mediante colchón de vacío y máscara termoplástica. El CT se adquiere con ancho de corte de 5 mm. En caso de que el cuerpo entero no quepa en un solo CT, se hace uno para la parte superior y otro para la inferior, solapándose 20 cm. Se adquieren con el tablero rotatorio System TBI-STEP (IT-V) y se registran entre ellos.

Se delimita el PTV como el cuerpo entero extrayendo 3 mm desde piel, y los PRV (pulmones y riñones) con el mismo margen interior. Se delimita corazón y otros OARs en casos seleccionados.

Usamos Eclipse v.15.6.04 con AcurosXB, para un haz de fotones de 6 MV de un acelerador Varian TrueBeam con MLC Millennium 120. Se sitúan los isocentros según la altura del paciente, distanciándolos ~26 cm, con 2/3 arcos por isocentro. La tasa es de 600 UM/min, excepto en la zona pulmonar (100 UM/min).

La optimización se realiza en un CT extendido 2 cm, con la extensión sobrescrita a material agua para hacer *skin flash*. El PTV se divide en subestructuras, estableciendo una zona de solapamiento de 12 cm entre CTs.

Normalización: D90% PTV al 100% de la dosis prescrita. Las restricciones son D_{media} para pulmones (<8 Gy) y riñones (<10 Gy), evitando máximos en corazón (<110%).

Los planes se comprobaron mediante cálculo independiente con DoseCheck, y se verificaron con una matriz de diodos ArcCheck, ambos de Sun Nuclear Corporation, y una cámara de ionización PinPoint 3D (PTW).

Reportamos media y desviación estándar de parámetros dosimétricos de PTV y OARs, los resultados de las verificaciones evaluadas con un criterio gamma 3%/3mm, y las diferencias entre dosis calculadas y medidas con cámara.

RESULTADOS

La tabla muestra los resultados dosimétricos de los 11 pacientes analizados, y la figura los DVH correspondientes.

Tabla. Parámetros dosimétricos obtenidos para PTV y OARs.

Estructura	Parámetro	Media ± SD
PTV	D95 (%)	96.8 ± 1.6
	V110 (%)	18.4 ± 9.6
	V120 (%)	0.3 ± 0.3
Pulmones	Dosis media (Gy)	7.8 ± 0.3
Riñones	Dosis media (Gy)	9.0 ± 0.5

Para los casos con dos CT se ha escogido el PTV de la parte superior donde están los OARs

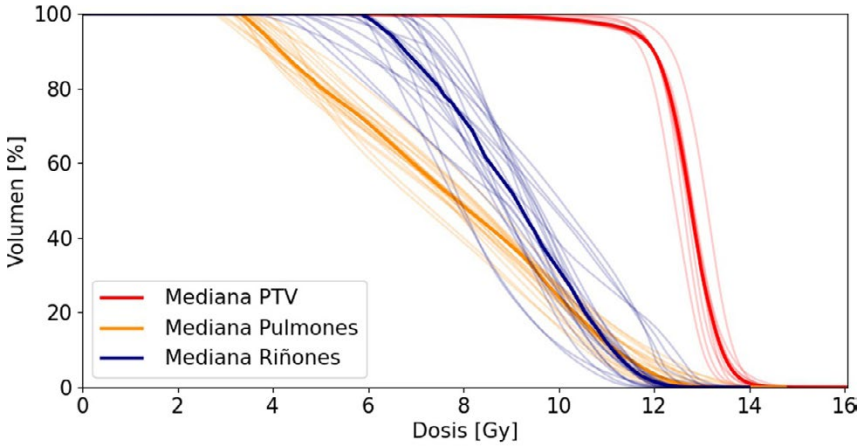


Figura. DVH de PTV y OARs. Se incluye el DVH de cada pulmón y riñón.

Los valores medios del Gamma Passing Rate fueron (99.4±0.4) % y (96.4±5.7) % para el cálculo independiente del PTV y ArcCheck, respectivamente. La diferencia de dosis en el 98.7% de los resultados se encuentran dentro de ± 5 %.

DISCUSIÓN

En todos los casos conseguimos cobertura adecuada del PTV. Las dosis a OARs son consistentes con las recomendaciones recientes de la ESTRO-ACROP-SIOPE [Radiother Oncol. 2022 Aug 173:119-133].

CONCLUSIONES

Implementamos la técnica TBI-VMAT para pacientes pediátricos, permitiendo una buena cobertura y homogeneidad del PTV, así como proteger pulmones y otros OARs.

DOSIMETRÍA IN-VIVO DE TRÁNSITO COMO INDICADOR DE CALIDAD PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Ansón Marcos, C. (1); Sindermann I Muñoz, A. (2); Pérez-Alija Fernández, J. (1); Gallego Franco, P. (1); Tejedor Aguilar, N. (1); Vivancos Bargalló, H. (1); Ambroa Rey, E. M. (3); Ruiz Martínez, A. (1); Barceló Pagès, M. (1); Riu Molinero, V. (1); Domínguez Perea, A. (1); Roda García, J. (1); Carrasco De Fez, P. (1); Jornet Sala, N. (1)

(1) Hospital Santa Creu i Sant Pau; (2) Universidad: Universidad de Barcelona (UB); (3) Hospital Santa Creu i Sant Pau, Unitat de Radiofisica, Servei d'Oncología Radioteràpica, Consorci Sanitari de Terrassa

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es presentar los resultados obtenidos en la dosimetría in-vivo (DiV) de tránsito en nuestro centro como un indicador de calidad de los tratamientos de radioterapia en un periodo de 4 años.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han seleccionado pacientes de mama, ORL, pelvis, próstata, pulmón y abdomen tratados entre 2021 y 2024, en tres aceleradores gemelos TrueBeam sTx con EPID aS1200. Las técnicas empleadas en dichos tratamientos fueron 3DCRT, IMRT y VMAT.

Como indicador de calidad se escogió la tasa de paso gamma (GPR) en las imágenes de DiV de tránsito. La comparación de las mismas se realizó de manera automática con la predicción del algoritmo de tránsito del módulo PerFraction (SunCHECK). Para la comparación se ha utilizado el análisis gamma local con un umbral del 20% y las métricas 3%/3mm para ORL, 5%/5mm para pelvis, próstata y pulmón y de 5%/7mm para mama. La tolerancia elegida fue del 95% a excepción de la mama que fue de 90%. Se han analizado 39465 imágenes. Cuando el GPR estaba fuera de tolerancia, se determinaba la causa mediante la clasificación que se muestra en la figura 2.

RESULTADOS

Los resultados del análisis gamma se encuentran en la figura 1. La localización con un GPR más alto es la próstata. La variabilidad se ha visto reducida con los años en las localizaciones de pulmón y, en menor medida, de abdomen.

El porcentaje de campos que están fuera de tolerancia, junto con las causas reportadas de los mismos, se muestra en la figura 2. Las causas de errores más frecuentes son la posición de paciente y cambios anatómicos.

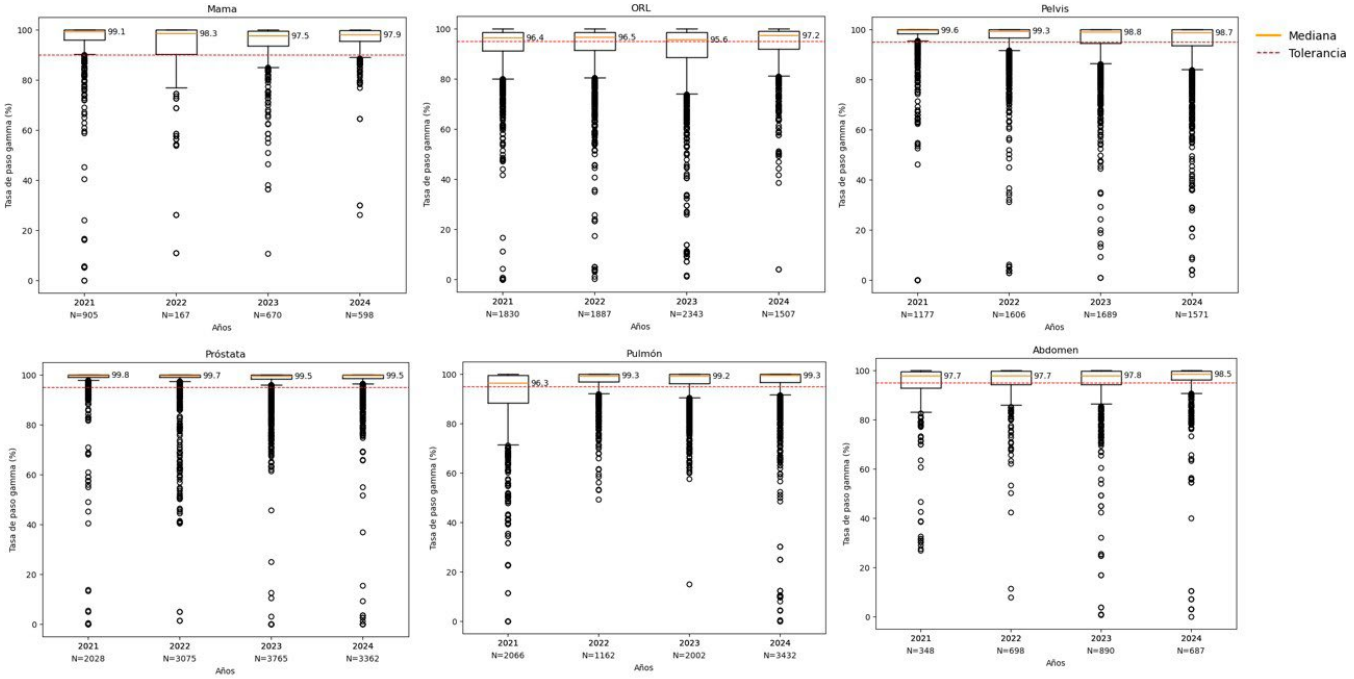


Figura 1. Análisis gamma de las imágenes de DiV de tránsito por localización y año

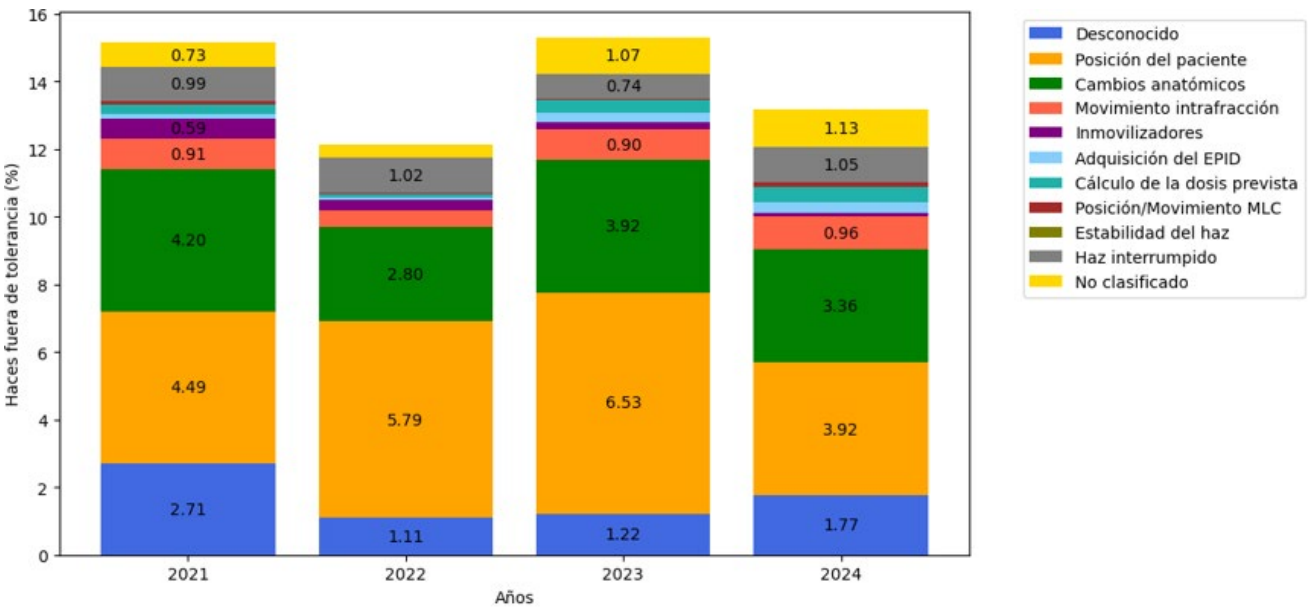


Figura 2. Pocentaje de imágenes de tránsito fuera de tolerancia y causas de los mismos

DISCUSIÓN

El alto valor de GPR de la localización de próstata se puede explicar porque es la única localización con una completa homogeneidad en la planificación: técnica VMAT con dos arcos completos, así como en los criterios de preparación de dichos pacientes y protocolo de IGRT.

No se aprecian grandes cambios en los GPR en el periodo de años estudiado, a excepción de la localización de pulmón, en la cual se muestra una mejora desde 2021. Esto se debe al aumento tanto de replanificaciones como de uso de control respiratorio en esta patología. Esto último también explicaría los resultados en abdomen. La muestra de pacientes en mama se ha visto disminuida, lo que influye en el menor valor de GPR.

Los errores cuyas causas se reportaron como 'desconocidas' se han reducido debido a la mayor experiencia de los usuarios con el análisis de las imágenes de tránsito. Asimismo, la categoría de 'sistemas de inmovilización' disminuyó ya que desde 2023

se tienen en cuenta en el cálculo dosimétrico. La categoría 'no clasificados' son errores reportados que no encajan en ninguna de las categorías restantes.

CONCLUSIONES

La DiV de tránsito utilizando un sistema automatizado disponible comercialmente permite detectar desviaciones en los tratamientos de diferentes localizaciones, así como implementar estrategias para mitigarlas. Su evaluación a lo largo del tiempo puede servir como indicador de calidad en los tratamientos de radioterapia.

SBRT GUIADA POR IMAGEN FUNCIONAL CON INTENSIFICACIÓN DE DOSIS FOCAL PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE PRÓSTATA: PRIMEROS RESULTADOS DOSIMÉTRICOS (ENSAYO CLÍNICO FASE II SAFO, ID CLINICALTRIALS.GOV: NCT05919524)

Castro Tejero, P. (1); Roch González, M. (1); Büchser, D. (2); Valverde Pascual, I. (2); Stoica, A. (1); Villalba, C. (1); Nafría, I. (1); San José, L. A. (1); Cogorno, L. (1); Gómez Iturriaga, A. (2); Zapatero Laborda, A. (1)
(1) Hospital Universitario de la Princesa; (2) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

El tratamiento mediante SBRT es una alternativa emergente para pacientes con cáncer de próstata (CaP). Además, hay evidencias que confirman que la intensificación de dosis sobre el foco tumoral dominante conlleva un mejor control bioquímico. El objetivo del ensayo SAFO es determinar la efectividad, seguridad e impacto en calidad de vida en pacientes con CaP localizado de riesgo intermedio y alto, sin un aumento de la incidencia de complicaciones urinarias y rectales, mediante la administración de tratamiento con SBRT combinado con intensificación de dosis sobre el nódulo dominante identificado en RM multiparamétrica (RMmp). En el presente trabajo presentamos los resultados dosimétricos de los primeros pacientes reclutados.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se trata de un estudio multicéntrico fase II de brazo único que incluye pacientes con CaP de riesgo intermedio y alto, estadio cT2-T3a, con nódulo dominante visible en RMmp. Desde agosto de 2023 hasta la actualidad se han incluido 24 pacientes (21 Hospital de la Princesa y 3 Hospital de Cruces) de los que se han tratado 19, de un total de 27 previstos. Una vez diagnosticados y estratificados se han colocado 3-4 marcadores fiduciales de oro intraprostáticos.

Transcurridos 10-15 días de su implantación se han adquirido las imágenes TC y RMmp de planificación (secuencias ecogradiente, T2 y difusión) en la misma posición y condiciones del tratamiento. Posteriormente y previo registro-fusión de imágenes se han definido los volúmenes de tratamiento (PTV) y órganos críticos (OAR) para el subsiguiente diseño de la planificación mediante arcos completos impartidos con técnica VMAT y cálculo dosimétrico mediante el algoritmo determinista AcurosXB. La prescripción de dosis ha sido de 36.25Gy sobre el PTV de la próstata y 50Gy sobre el PTV del nódulo dominante en 5 sesiones a administrar en días alternos. Se han empleado restricciones dosimétricas sobre los OAR, o PRV correspondientes, siendo prioritario su cumplimiento. La administración del tratamiento se ha realizado en aceleradores Varian TrueBeam mediante IGRT consistente en un CBCT previo y monitorización de movimiento intrafracción mediante detección automática de marcadores con imagen kV y parada automática del haz en caso de discrepancias por encima de la tolerancia.

Los datos dosimétricos han sido determinados con los Histogramas Dosis-Volumen de cada paciente.

RESULTADOS

en la tabla 1 se muestran los datos dosimétricos obtenidos para los PTV y OAR-PRV.

Volumen	Estadístico	Dosis*	Límites prescripción*
PTV1	Dosis media	38,0 (0,7)	
PTV2	Dosis máxima	52,6 (0,6)	
PTV2	Dosis media	50,4 (0,3)	
Recto	Dosis máxima	36,8 (1,3)	≤ 39
Recto	Dosis media	9,4 (2,5)	≤ 18,1
Recto	V36Gy (cm^3)	0,2 (0,5)	≤ 1 cm^3
PRV recto	Dosis máxima	40,0 (1,5)	≤ 41
Vejiga	Dosis máxima	37,9 (0,5)	≤ 39
Vejiga	Dosis media	8,0 (2,4)	≤ 18,1
Vejiga	V37Gy (cm^3)	0,3 (0,4)	≤ 5 cm^3
PRV uretra	Dosis máxima	36,6 (1,1)	≤ 38
Trígono vesical	Dosis máxima	36,1 (1,0)	≤ 38

* En Gy salvo V36Gy de recto y V37Gy de vejiga en cm3

TABLA 1. Valores promedio (desviación estándar) de las magnitudes dosimétricas analizadas para los volúmenes de tratamiento y órganos de riesgo en los primeros 19 pacientes tratados en el estudio SAFO, junto con los límites dosimétricos de prescripción.

DISCUSIÓN

Los datos dosimétricos obtenidos de los primeros 19 pacientes tratados dentro del ensayo SAFO muestran que la dosis recibida por la próstata, el nódulo dominante y OAR cercanos cumplen los criterios planteados en el protocolo asegurando unos niveles de toxicidad al menos similares a los esquemas tradicionales.

CONCLUSIONES

para pacientes con CaP localizado, la intensificación focal de dosis guiada por imagen RM funcional, administrada mediante tecnología de SBRT con control de IGRT basado en marcadores, es una técnica segura en términos dosimétricos.

DOSIS NEUTRÓNICA RECIBIDA POR PACIENTES PEDIÁTRICOS EN TRATAMIENTOS CRANIOESPINALES EN PROTONTERAPIA.

Romero Expósito, M. (1); Maldonado Pijoan, X. M. P. (2); Ramos Albiac, M. (2); Mico Milla, S. (2); Dasu, A. (1); Beltran Vilagrasa, M. (3)
(1) Skandion Clinic; (2) Servei d'Oncologia Radioteràpica. Hospital Universitari Vall d'Hebron; (3) Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Universitari Vall d'Hebron

INTRODUCCIÓN

Los efectos de la radiación a largo plazo son especialmente relevantes en pacientes de corta edad. Las características dosimétricas de los haces de protones permiten reducir la dosis integral en el volumen sano, por esto la protonterapia es la técnica de radioterapia externa preferente para pacientes pediátricos. Los sistemas de planificación utilizados para el cálculo dosimétrico en radioterapia hacen una buena estimación de la dosis recibida en la zona de tratamiento debida al haz primario, pero no calculan la dosis secundaria que se administra en el tejido sano fuera del campo de irradiación. En este trabajo se evalúa mediante Simulación Montecarlo la dosis en el tejido sano debida al campo de neutrones secundarios producidos durante el tratamiento cranioespinal con protones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para el estudio se seleccionó un paciente de 5 años tratado por un meduloblastoma. El tratamiento de protonterapia completo consistió en 2 planes administrando 36 Gy al volumen craneoespinal, más una segunda fase administrando 19.8 Gy en el lecho quirúrgico en la fosa posterior (55.8 Gy en total). La energía utilizada, uno de los principales factores en la producción de neutrones, varió entre 80 y 195 MeV. El plan completo fue simulado empleando el código MCNP6.2 usando un modelo de acelerador Proteus de IBA. El cálculo se hizo sobre un maniquí voxelizado generado a partir de las imágenes de TC del paciente. El equivalente de dosis de neutrones (H_n) fue evaluado a nivel de voxel para posteriormente calcular la dosis equivalente en órgano, empleando las segmentaciones de los distintos órganos.

RESULTADOS

La figura 1 muestra la distribución relativa de H_n en el plano medio del paciente. El cuerpo completo del paciente se ve expuesto al campo neutrónico, aunque la mayor dosis se recibe en el volumen de tratamiento. Las dosis equivalentes en órgano se encuentran en general en el rango de los cientos de mSv para el plan completo. Por ejemplo, los ojos reciben una dosis de 520 mSv y los pulmones alrededor de 200 mSv. En estructuras cercanas al campo de tratamiendo, estas suponen entre el 3 y el 8 % de la dosis debida al propio plan, llegando a alcanzar el 16% en el hígado.

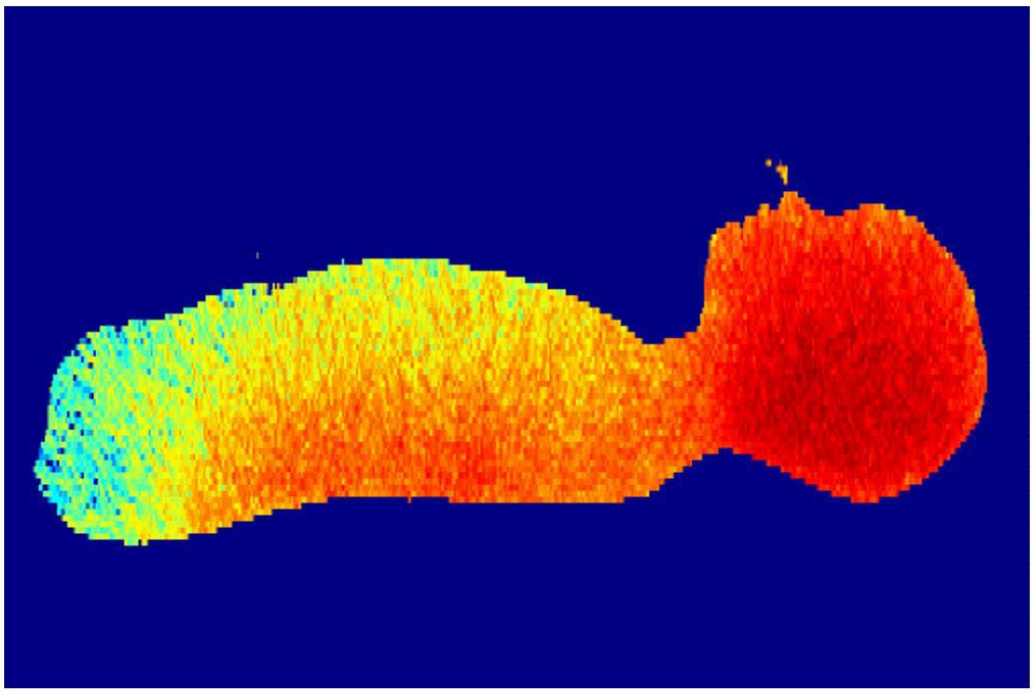


Figura 1. Distribución relativa de H_n en escala logarítmica. Los valores se normalizaron al máximo obtenido en la región del lecho tumoral.

DISCUSIÓN

Estos resultados indican una baja pero no despreciable contribución de la dosis de neutrones durante la irradiación cranioespinal con haces de protones. La cuantificación de la dosis total recibida por el paciente es una información fundamental para el modelado de los riesgos de efectos a largo plazo, como problemas neurológicos o segundo cáncer radioinducido.

CONCLUSIONES

Los pacientes pediátricos expuestos a una irradiación craneoespinal con protones reciben una dosis en tejido sano debido a los neutrones secundarios del orden de 200 mSv. En estructuras de la cabeza, esta dosis puede incrementarse hasta en un factor de 2.5.

COMISIONADO Y EVALUACIÓN DE UN NUEVO ALGORITMO DE MODELADO DE COLIMADOR MULTILÁMINA EN UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Benito Bejarano, M. Á. (1); Sáez Beltrán, F. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Ramos Carrero, A. (2); Cordero Gago, I. (1)
(1) Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL), Zamora (ES); (2) Complejo Asistencial de Zamora

INTRODUCCIÓN

La nueva versión (18.0) del sistema de planificación Eclipse (Varian Medical Systems) introduce cambios sustanciales en el modelado del colimador multilámina (MLC). En este trabajo se examinan aspectos relevantes en el comisionado de este modelo para su uso clínico.

MATERIAL Y MÉTODOS

El modelo depende de dos parámetros para caracterizar el MLC del usuario, el "dosimetric leaf gap" (DLG) y la transmisión de lámina (TL). En versiones anteriores, estos debían determinarse e introducirse en la aplicación de modelado. En la nueva versión el usuario solo debe introducir las medidas realizadas con cámara de ionización en agua para campos de rendijas deslizantes de distintas anchuras. La aplicación de modelado se encarga de obtener los valores de DLG y TL mediante optimización. En nuestra institución hemos determinado el DLG usando también aperturas más similares a las de los tratamientos clínicos de VMAT. Para ello, se ha creado una serie de planes con arcos con aperturas dinámicas definidas por dos parámetros: el ancho de apertura "leaf gap" (LG) y la distancia de extensión "tongue-and-groove" (TG) (Fig. 1). Se generó un conjunto de planes con una combinación de valores de LG y TG de 10 a 30 mm y de 0 a 20 mm respectivamente. Se calculó la complejidad de las aperturas usando una métrica de borde (edge metric, EM). Los planes fueron medidos con cámara de ionización. El valor óptimo de DLG es el que minimiza la diferencia entre dosis medidas y calculadas con el modelo.

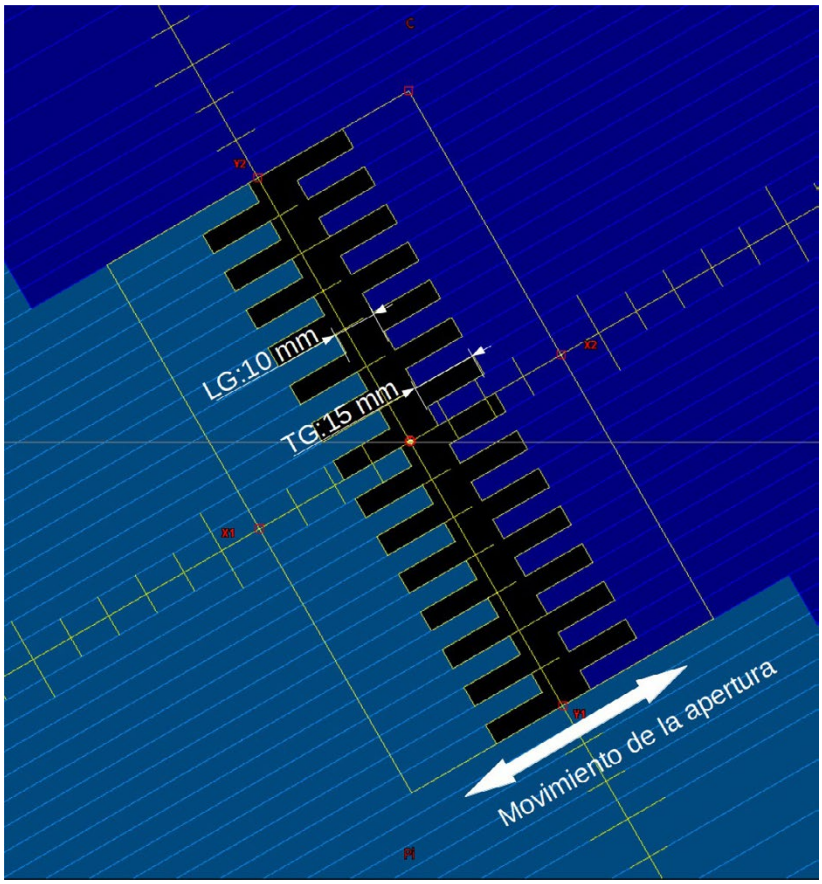


Figura 1: Imagen de una apertura de prueba con LG=10 mm y TG= 15 mm.

RESULTADOS

Para todos los haces estudiados, se consiguió optimizar el DLG de forma que las diferencias de dosis sean inferiores al 3% (Fig. 2), salvo para las aperturas más irregulares (EM > 0.39). Todos los planes clínicos realizados en nuestra institución tienen valores de EM inferiores a 0.25. Todas las verificaciones pre-tratamiento de planes de pacientes realizadas hasta la fecha con este modelo (n=67) han cumplido los criterios de aceptación (gamma 3% 2mm en el 95% de los puntos).

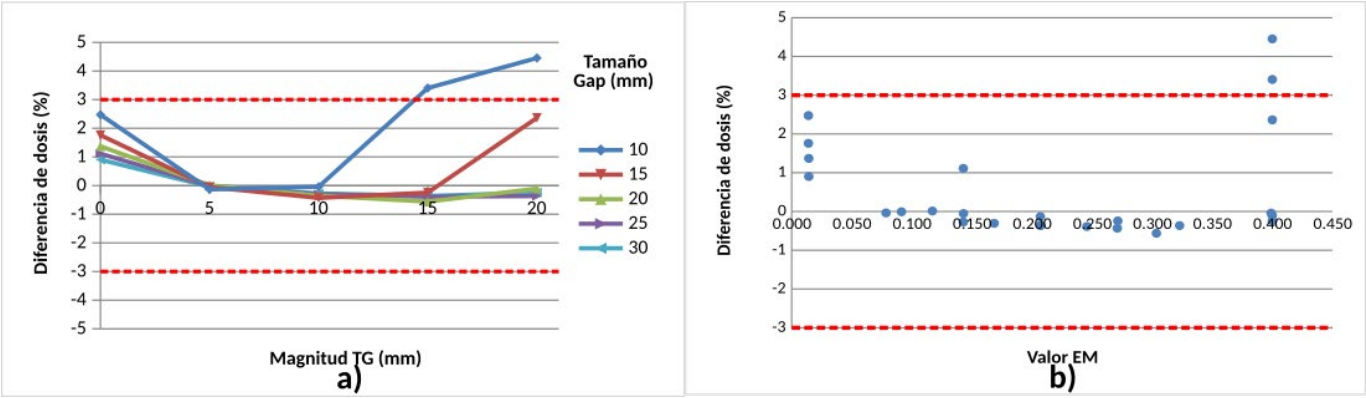


FIGURA 2: Resultados de la comparación de dosis (medida-calculada) para el haz de 6 MV con un DLG de –0.525 mm. (a) Diferencia de dosis frente al LG y el TG. (b) Diferencia de dosis frente al valor EM.

DISCUSIÓN

Los valores de DLG obtenidos con nuestro método son de 0.3 a 0.4 mm mayores que los calculados con la aplicación de modelado, debido a que el algoritmo parece infraestimar la dosis en el borde lateral de lámina. En el modelo actualizado el parámetro DLG tiene una nueva interpretación, por lo que los valores típicos obtenidos son negativos (entre –1.0 y –0.4 mm), cuando en versiones anteriores eran positivos.

CONCLUSIONES

El nuevo modelo de lámina ofrece resultados satisfactorios. Es recomendable aplicar el método de optimización del DLG presentado aquí para mejorar la coincidencia entre las dosis medidas y las calculadas en condiciones clínicas reales.

ANÁLISIS DE LOS ARCHIVOS LOG DE UN EQUIPO UNITY CON CMM

Barbés Fernández, B. (1); Cuenca Bandín, T. (2); Yáñez, M. (2); Burguete Mas, J. (3)
(1) Clínica Universidad de Navarra, sede Pamplona; (2) Clínica Universidad de Navarra; (3) Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

El control de calidad (CC) es una parte inherente a la radioterapia. Cualquier sistema debe ser verificado para asegurar su fiabilidad. En nuestro centro se ha instalado un Unity, ALE guiado por resonancia magnética (MRgRT). Tiene una SAD de 1435mm, MLC de 80 pares de láminas de anchura en IC 7,2mm. El campo máximo es 574x220mm2. Actualmente emplea *IMRT-SnS*.

Su flujo de trabajo adapta el tratamiento a la anatomía antes de cada sesión, frecuentemente más de una vez. No permite hacer control de calidad con maniquí antes del tratamiento: solo un cálculo redundante y medir con maniquí el plan previo y los planes diarios *a posteriori*.

En 2024 implementó el *Comprehensive Manage Motion* (CMM) que detecta y sigue el tumor a tiempo real (retardo: 0-0,2s) para tratar solo en unos márgenes establecidos.

Este trabajo ha estudiado la latencia y otras magnitudes a través de archivos binarios de control (*logs*), que almacenan datos cada 0,04s.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se estudiaron 76 tratamientos, analizando los *logs* con un script en *Python* de los autores.

- Comportamiento de la tasa de dosis durante el CMM.
- Errores de posicionamiento de láminas no cubiertas por mordazas cuando el equipo está irradiando (“*Radiation On*”, RO).
- Desviación estándar de la tasa en cada irradiación.
- Porcentaje de UM administradas fuera de RO.
- Tiempo 0-90% de tasa máxima. Resultan 4701 paradas, por puntos de control o CMM.

RESULTADOS

La fig.1 muestra la interfaz del CMM. El fondo naranja indica CMM no fiable. Las líneas naranjas son paradas de haz por objetivo fuera de márgenes. La zona gris es una adaptación a tiempo real.

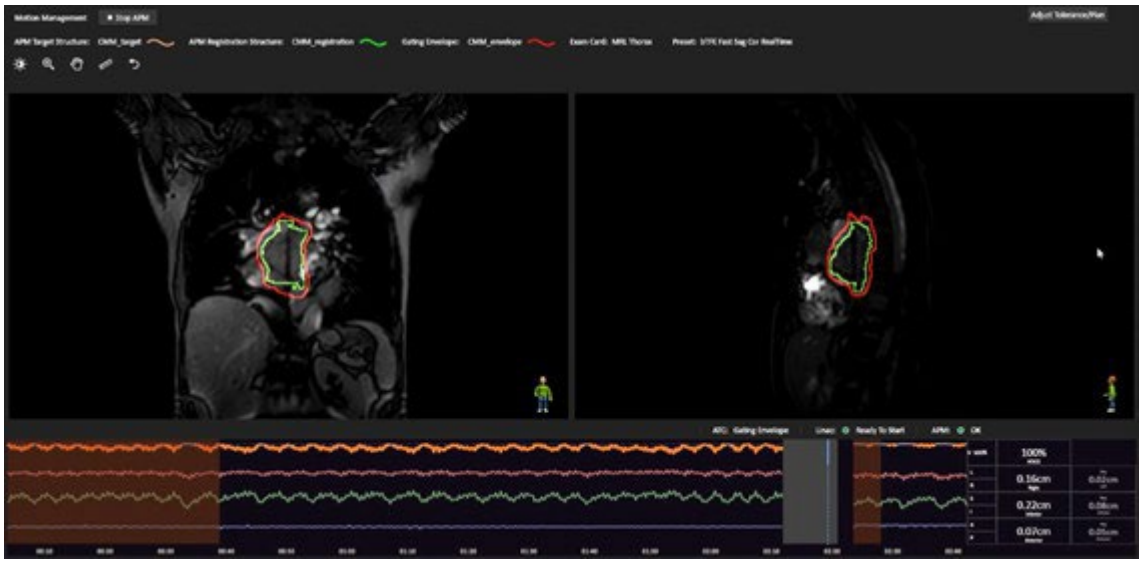


FIGURA 1. Interfaz del CMM

La fig.2 muestra un intervalo de tiempo con varias interrupciones del CMM, donde la tasa cae a cero.

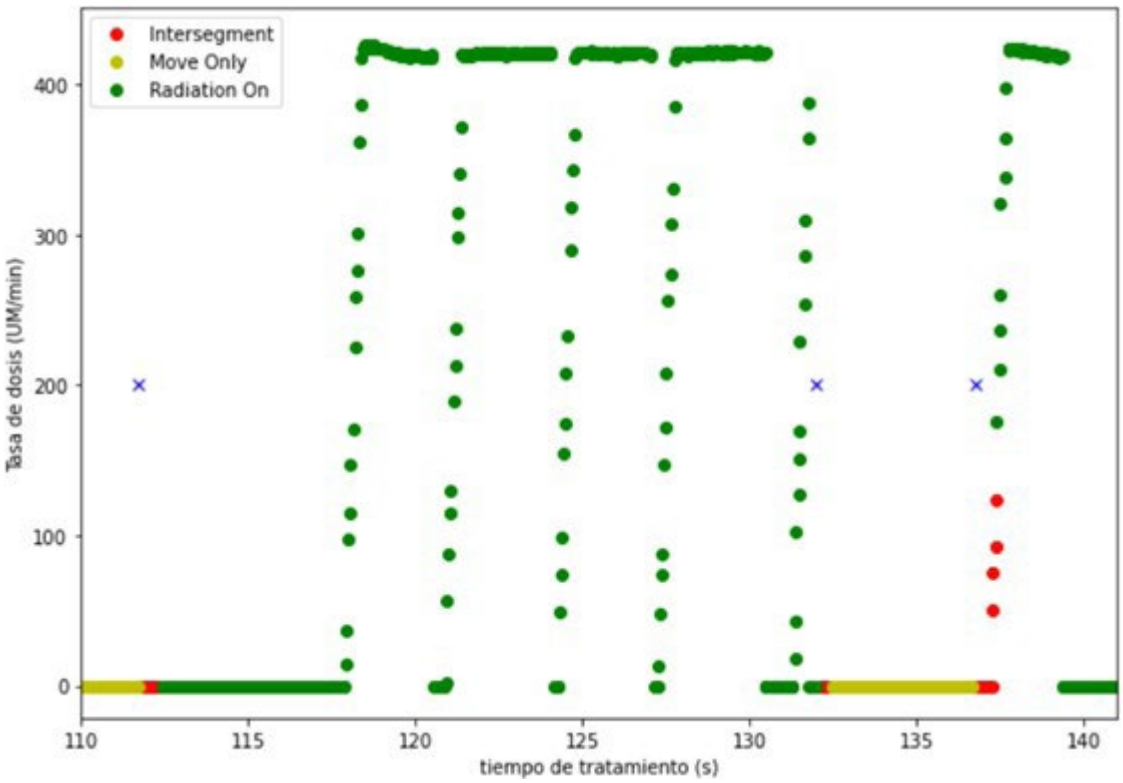


FIGURA 2. Tasa de dosis, distinguiendo los tres estados. Cruces azules: puntos de control.

1. Las interrupciones por CMM se clasifican RO en los *logs*.
2. La caída de tasa de dosis por CMM se produce en menos de 0,04s.
3. El tiempo medio de 0 a 90% de la tasa máxima es 0.5s [0,44s-0,60s]. Solo un 0,7% es superior a 0,52s.
4. Solo dos veces hubo errores de MLC mayores de 0,4mm, durante el 0,1% del tiempo de irradiación. Un 5% del tiempo [0,5%-9,8%] hay errores mayores de 0.3mm.
5. En 390000 puntos, el haz tiene una desviación estándar de 3,6UM/min sobre una tasa promedio de 420UM/min.

6. Un 2,5% de UM [0-8,6] fueron administradas en estado "*Intersegment*".

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

1. El análisis de los logs muestra que el Unity es capaz de impartir los tratamientos con la precisión especificada.
2. Se supone que el sistema cuenta las UM administradas en "*Intersegment*", pero se ha consultado al fabricante.
3. El método requiere poco tiempo para hacer un CC del ALE, y se puede ampliar para analizar cualquier magnitud almacenada en logs.
4. El método no sustituye medir cada fracción con un maniquí *ad hoc*, ni controlar la latencia del CMM.

DESARROLLO DE UN MODELO GEOMÉTRICO DE ACELERADORES CON BRAZO EN C PARA PREVENIR COLISIONES ENTRE GANTRY Y CAMILLA.

Tenllado Baena, E. (1); Vicente Bernal, R. (1); Lorenzo Casas, E. (1); Escobar Corominas, I. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Hernández González, D. (2); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

En radioterapia, cada vez es más frecuente administrar tratamientos con la técnica de SBRT (*Stereotactic Body Radiation Therapy*), cuyas altas dosis por sesión hacen recomendable la inclusión de campos no coplanares, como se ha hecho tradicionalmente en radiocirugías craneales mediante giros de la mesa. Sin embargo, dichos giros suponen un riesgo de colisión entre la mesa y el gantry del acelerador, que algunos sistemas de planificación no predicen de antemano. Se presenta un modelo geométrico sencillo desarrollado para predecir estas colisiones en la planificación de tratamientos de arcoterapia en aceleradores con brazo en C.

MATERIAL Y MÉTODOS

Si el cabezal del gantry tiene un diámetro d_G y su punto medio está a una distancia r_G del isocentro de la unidad, buscar una colisión con la mesa de tratamiento durante un arco equivale a buscarla entre la mesa y un cilindro de radio r_G y altura d_G centrado en el isocentro con su eje paralelo a la dirección longitudinal.

Si, hacia el lado evaluado, el borde exterior de la mesa sobresale horizontalmente una distancia l_{mesa} desde el isocentro, la distancia horizontal que sobresaldrá en la base del cilindro, que es donde ocurrirá la colisión, tras un giro $/alpha_{mesa}$, será:

$$l_{mesa,giro} = /fracl_{mesa}/cos/alpha_{mesa} + /fracd_G2|/tan/alpha_{mesa}|$$

Si h_{mesa} es la altura del isocentro a la superficie de la mesa, la distancia del eje del isocentro al borde de la mesa girada, en la base del cilindro, es $r_{mesa,giro} = /sqrtl^2_{mesa,giro} + h^2_{mesa}$ (FIGURA 1).

Añadiendo un margen de seguridad $/Deltas$, la condición para evitar colisión será $r_{mesa,giro} < r_G - /Deltas$.

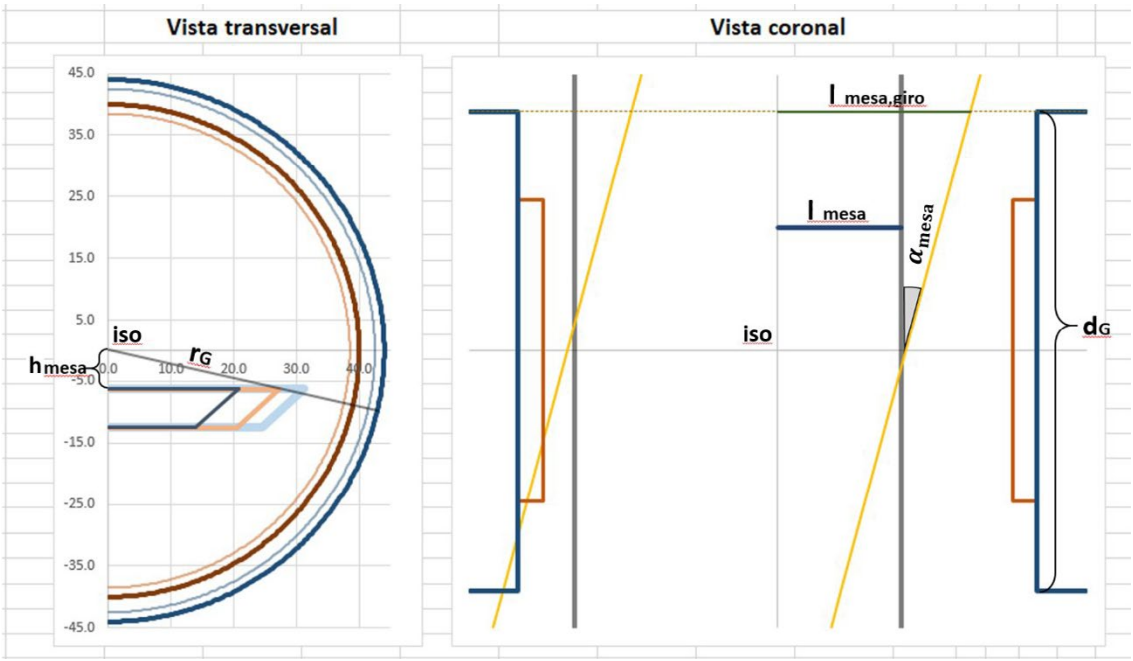


FIGURA 1.

Los datos necesarios (l_{mesa}, h_{mesa} y $/alpha_{mesa}$) se obtienen fácilmente desde el planificador (FIGURA 2).



FIGURA 2.

Si el cabezal tiene un círculo interior que sobresale (zona de aplicadores, marrón en FIGURA 1), se le aplica el mismo cálculo. También se pueden añadir otros puntos de la mesa, como el borde inferior.

RESULTADOS

Se ha implementado el modelo en una hoja Excel para un acelerador TrueBeam (Varian). El resultado es una hoja interactiva que indica si hay colisión y muestra en tiempo real las proyecciones de la FIGURA 1, facilitando el análisis visual. Se ha modelado el cabezal con un círculo mayor (azul) y otro menor (marrón) correspondiente a la zona de los aplicadores.

También se han añadido los bordes inferiores de la mesa, calculados a partir de los superiores.

Se ha comprobado su correcto funcionamiento manualmente en la unidad para varias combinaciones de l_{mesa}, h_{mesa} y $/alpha_{mesa}$.

DISCUSIÓN

El riesgo de colisión de un plan puede comprobarse manualmente en la sala de tratamiento. También existe la posibilidad en algunos aceleradores de hacer una ejecución simulada sin paciente. Sin embargo, estas dos opciones requieren tiempo de máquina.

Este modelo permite reducir el riesgo de colisión eliminando el tiempo de máquina y facilita la selección de giros seguros para cada plan.

CONCLUSIÓN

Se ha desarrollado un modelo que ofrece una funcionalidad no implementada en algunos sistemas de planificación. Su uso intensivo ha demostrado su utilidad para optimizar dosimetrías y reducir tanto tiempo de máquina como tiempo de planificación, evitando riesgos y replanificaciones.

USO DE BOLUS DE GELATINA COMO PROTECCIONES PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA CON HACES DE ELECTRONES

Moran, N. P. (1)
(1) CENTRO ESTATAL DE CANCEROLOGIA

INTRODUCCIÓN

El uso de electrones se utilizan en el tratamiento de neoplasias cutáneas. A diferencia los de rayos X de ortovoltaje, estos emplean moldes de cerrobend. Sin embargo, la disponibilidad de infraestructura, es limitada en instituciones hospitalarias. Este trabajo propone una alternativa asequible y eficiente para la optimización de la distribución de dosis, minimiza la irradiación innecesaria, evita toxicidad y reduce la radiación dispersa. Esto consiste en moldes de gelatina basado en el cono y energía de electrones. De esta manera, se cuenta con un solo aditamento que proporciona colimación, aumento de dosis en la lesión y absorción de dosis por bolus(lateral).

MATERIALES Y MÉTODO

La formulación utilizada en este trabajo fué caracterizada por otro grupo de investigación [REF], obteniendo 60 Unidades Hounsfield (UH). Para la fabricación del bolus, se empleó un molde cuadrado de cocina, colocado en una superficie nivelada, para un espesor de 1 cm:

Grenetina: 75 gr

Glicerina: 100 ml

Agua: 400 ml

Colorante: 3 ml

El proceso consistió en disolver la grenetina en agua a ebullición, evitando grumos por agitación continua. Posteriormente, se incorporaron la glicerina y el colorante hasta tener una solución homogénea yse vertió en el molde. La mezcla se dejó en reposo a temperatura ambiente (20 °C) durante 3 horas.

Se empleó un bolus en un paciente con carcinoma de labio, administrando una dosis de 50Gy en 20 sesiones y un cono 6x6 cm y electrones de 6 MeV. El área de tratamiento fué de 2x2 cm, se colocó un bolus de 1cm en la superficie del campo de 6x6 cm, se recortaron 2 bolus de 2x2 cm y se añadieron sobre el bolus primario, evitando la lesión.

Al finalizar el tratamiento, no se observaron signos de irritación cutánea en la zona protegida por el bolus.

RESULTADOS

La simulación con el haz de electrones se realizó con el software Monaco v5.1.1 (algoritmo Montecarlo), en una tomografía de un paciente modelo, (Figura 1).

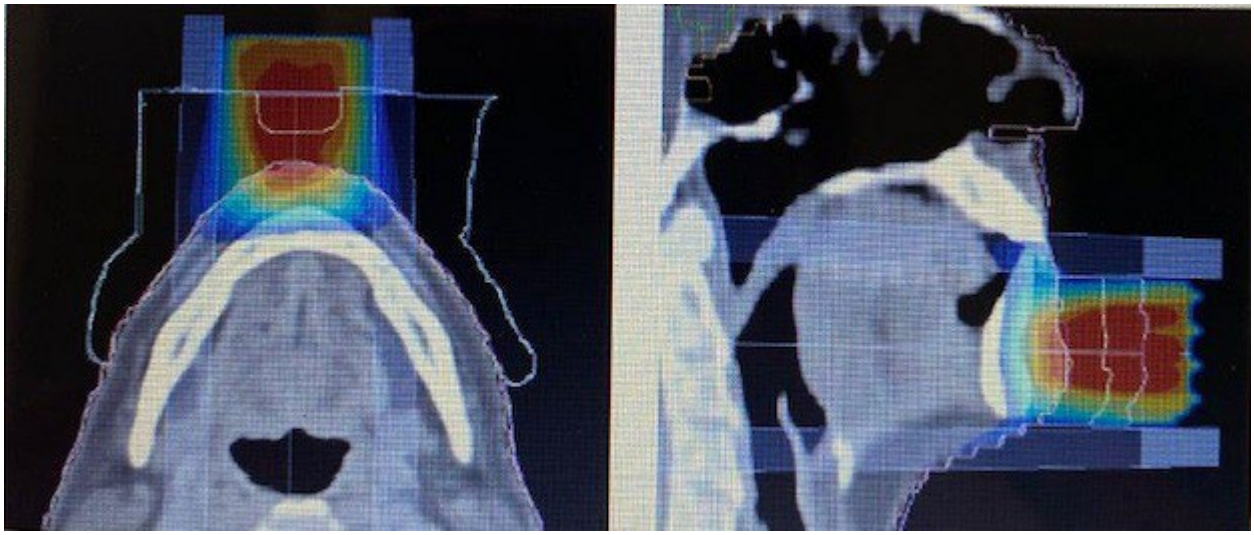


FIGURA 1. vista (a) axial y sagital de la tomografía de simulación. Las curvas de isodosis corresponden a: rojo – 100%, naranja – 95%, amarillo – 90%.

DISCUSIÓN

La aplicación del bolus de grenetina proporciona una mejora en la distribución de dosis y protección de los tejidos sanos al absorber la radiación innecesaria.

Cuando los electrones interactúan con el bolus, los segmentos que inciden fuera del hueco comienzan a depositar energía con la distancia penetrada en el material, el haz de electrones es absorbido, por lo que la piel debajo de esta región recibe menos dosis.

CONCLUSIONES

El caso presentado, demuestra que el bolus-blindaje de gelatina es una alternativa viable para los tratamientos con electrones. Su fabricación es sencilla, de bajo costo y no presenta riesgos por toxicidad para quien lo elabora, por lo que su implementacion es benéfica.

REFERENCIA

T.D. ALEJANDRO CALVO–FÍS. ANA QUINTERO, CARACTERIZACIÓN DE UN BOLUS ELABORADO EN UNA UNIDAD DE RADIOTERAPIA. CURSO DE ACTUALIZACIÓN PARA TECNÓLOGOS EN RADIOTERAPIA. ARCAL RLA6/058, 2008-2010.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS Y GESTIÓN DEL MOVIMIENTO

PREDICCIÓN DE DISTRIBUCIONES DE DOSIS Y SELECCIÓN DE TÉCNICA EN RADIOTERAPIA DE MAMA USANDO REDES NEURONALES

Gallego Franco, P. (1); Pérez-Alija, J. (1); Ambroa Rey, E. (2); Jornet, N. (1); Ansón, C. (1); Vivancos, H. (1); Tejedor, N. (1); Ruíz, A. (1); Barceló, M. (1); Domínguez, A. (1); Riu, V. (1); Roda, J. (1); Carrasco, P. (1); Balocco, S. (3); Díaz, O. (3)
(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau; (2) Consorci Sanitari de Terrasa; (3) Universitat de Barcelona

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio es desarrollar una herramienta de toma de decisiones (DMF–Decision Making Framework) para radioterapia de mama utilizando deep learning para predecir distribuciones de dosis en terapia de radiación con IMRT y 3D- CRT. La herramienta selecciona la técnica de tratamiento adecuada para cada paciente en función de la anatomía específica y los requisitos dosimétricos.

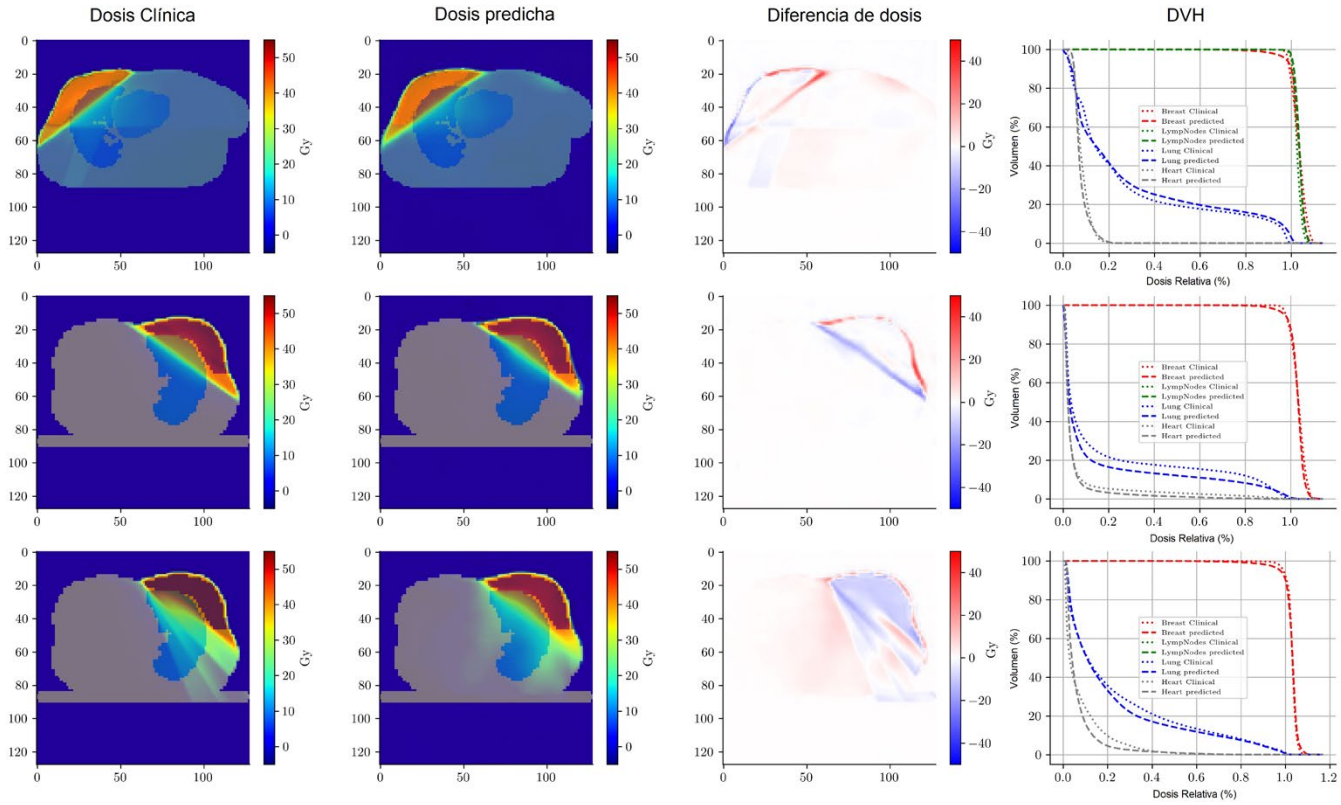
MATERIAL Y MÉTODOS

Se entrenó una U-Net 2D con datos de 346 pacientes de mama simple y mama con áreas ganglionares, excluyendo pacientes con mamaria interna, tratados con 3D-CRT o IMRT. El modelo predice distribuciones de dosis y calcula métricas de DVH para los OARs. El DMF aplica criterios clínicos predefinidos para seleccionar la técnica más adecuada. Si 3D-CRT cumple las restricciones dosimétricas, se elige; de lo contrario, se recomienda IMRT.

Para validar el sistema, se utilizaron 30 pacientes externos. Se generaron manualmente planes de 3D-CRT e IMRT, y un radiofísico independiente seleccionó el plan óptimo, sirviendo como referencia. Las recomendaciones del DMF se comparan con decisiones clínicas históricas y del observador mediante matrices de confusión.

RESULTADOS

El modelo mostró una alta concordancia con las distribuciones de dosis clínicas, especialmente en OARs. La figura 1 presenta un ejemplo de la distribución de dosis predicha para pacientes aleatorios, mostrando la diferencia absoluta de dosis y las comparaciones de DVH. La tabla 1 contiene dos matrices de confusión (CM): la primera representa la CM entre las decisiones del observador independiente (*ground truth*) y las decisiones clínicas históricas; la segunda muestra la CM entre las decisiones del observador independiente y el marco de toma de decisiones propuesto.



	3D-CRT	IMRT
Decisión Clinica 3D-CRT	11	3
Decisión Clinica IMRT	12	4

	3D-CRT	IMRT
Decisión DMF 3D-CRT	22	2
Decisión DMF IMRT	1	5

El DMF alcanzó tasas de exactitud, sensibilidad y precisión de 90%, 95.7% y 91.7% respectivamente, superando las decisiones clínicas históricas (exactitud 50%, sensibilidad 47.8%, precisión 78.6%).

DISCUSIÓN

El uso de deep learning permite una mejor estimación de dosis en órganos de riesgo, proporcionando una herramienta valiosa para optimizar la selección de técnicas de radioterapia. La implementación del DMF puede reducir el uso excesivo de IMRT, alineándose con las recomendaciones de ASTRO y asegurando un flujo de trabajo más eficiente en la planificación de radioterapia de mama.

CONCLUSIONES

El marco de toma de decisiones propuesto ofrece predicciones precisas de dosis y facilita la selección de la técnica óptima de radioterapia, mejorando la toma de decisiones clínicas y la eficiencia del proceso.

AUTOMATIZACIÓN DE LA SELECCIÓN DE TÉCNICAS Y PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA DE MAMA USANDO DEEP LEARNING

Gallego Franco, P. (1); Pérez-Alija, J. (1); Ambroa, E. (1); Jornet, N. (1); Ansón, C. (1); Tejedor, N. (1); Vivancos, H. (1); Ruíz, A. (1); Barceló, M. (1); Domínguez, A. (1); Riu, V. (1); Roda, J. (1); Carrasco, P. (1); Balocco, S. (2); Díaz, O. (2)
(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau; (2) Universitat de Barcelona

INTRODUCCIÓN

Este estudio propone un marco automatizado (ATF–Automated Treatment Framework) basado en deep learning para seleccionar la técnica de radioterapia y automatizar la planificación del tratamiento en mama.

MATERIAL Y MÉTODOS

El ATF combina un modelo de redes neuronales (DMF) [1] para seleccionar entre 3D-CRT o IMRT y un sistema de planificación automatizada con scripts en Eclipse TPS, para tratamientos de mama simple hipofraccionada (40.05 Gy / 15 Fx). La planificación 3D-CRT se realiza usando una técnica Field-in-Field (FiF), mientras que para IMRT la red predice la dosis y genera restricciones para órganos de riesgo (OARs) y objetivos, aplicadas directamente al planificador. Los haces se generan automáticamente, con opción de ajuste manual.

El ATF fue evaluado en 60 pacientes en dos comparaciones:

1. Replicación de planes clínicos manuales para evaluar automatización, comparando OARs, PTV, tiempo y complejidad.
2. Selección automatizada de técnica y generación de planes desde cero, comparándo con los originales dosis a OARs, PTVs y baños de dosis bajas (5 Gy) e intermedia (5-20 Gy).

RESULTADOS

En la Comparación 1, no hubo diferencias significativas en las métricas dosimétricas entre planes manuales y automatizados ($p > 0.005$) (Figura 1), pero los tiempos de planificación se redujeron:

- 3D-CRT: de 112 ± 70 min a 5 ± 4 min ($p < 0.001$).
- IMRT: de 157 ± 116 min a 2 ± 1.3 min ($p < 0.001$).

El ATF recomendó 3D-CRT para los 30 pacientes originalmente tratados con 3D-CRT y 15 de 30 pacientes tratados con IMRT como aptos para 3D-CRT. La replanificación redujo el volumen de dosis intermedia hasta 3000 cc ($p < 0.001$) sin afectar la cobertura del PTV ni las dosis a los OARs (Figura 2). Se observó un incremento en V105% al cambiar de IMRT a 3D-CRT, lo cual se explica por la implementación en el script de FiF de un límite de V105% > 7%. Dado que el algoritmo de FiF normaliza para maximizar la cobertura, este comportamiento es inherente al proceso automatizado. Aunque es posible ajustar el umbral a valores más bajos para reducir V105%, los resultados actuales cumplen con los criterios establecidos por nuestras guías institucionales.

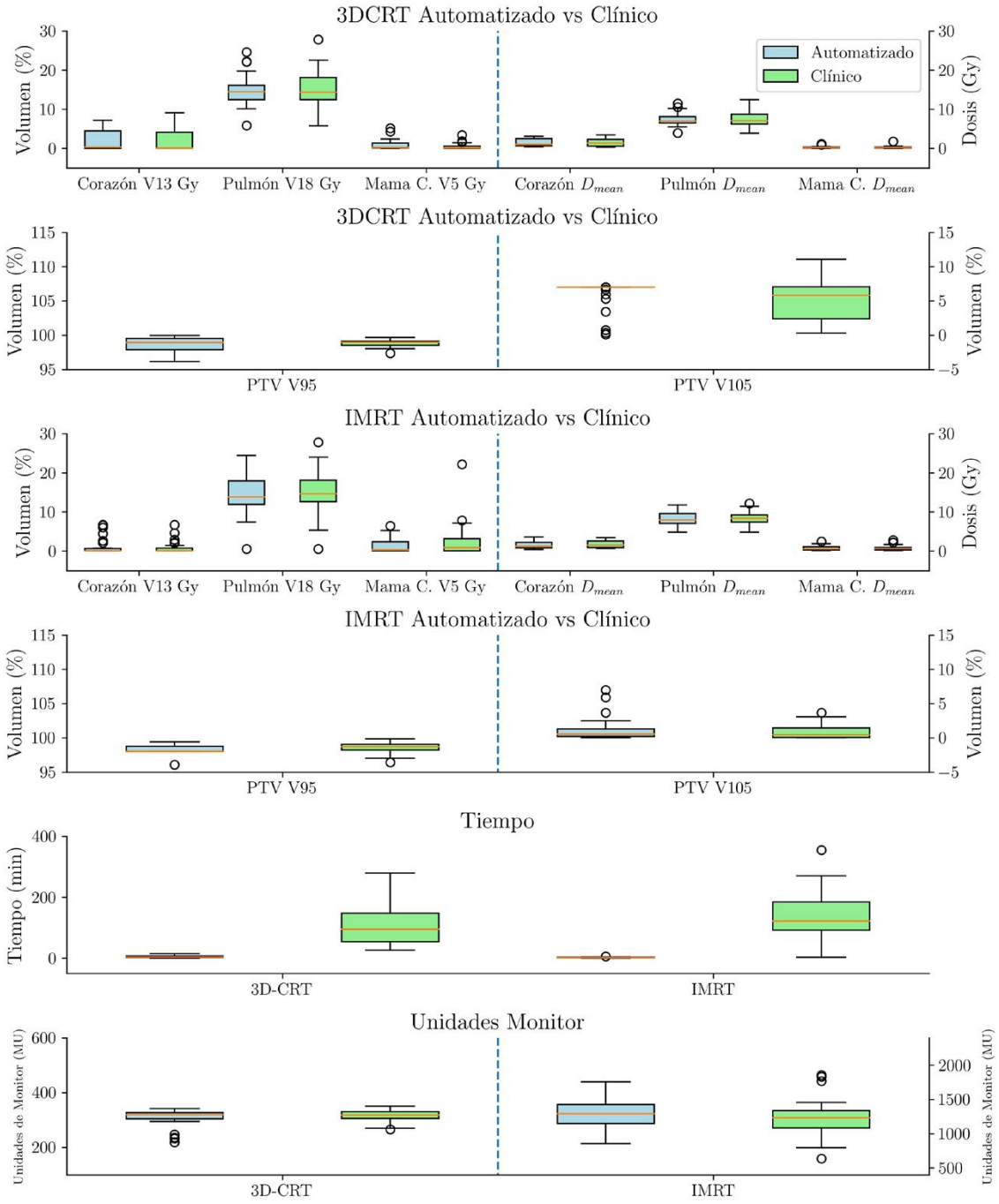
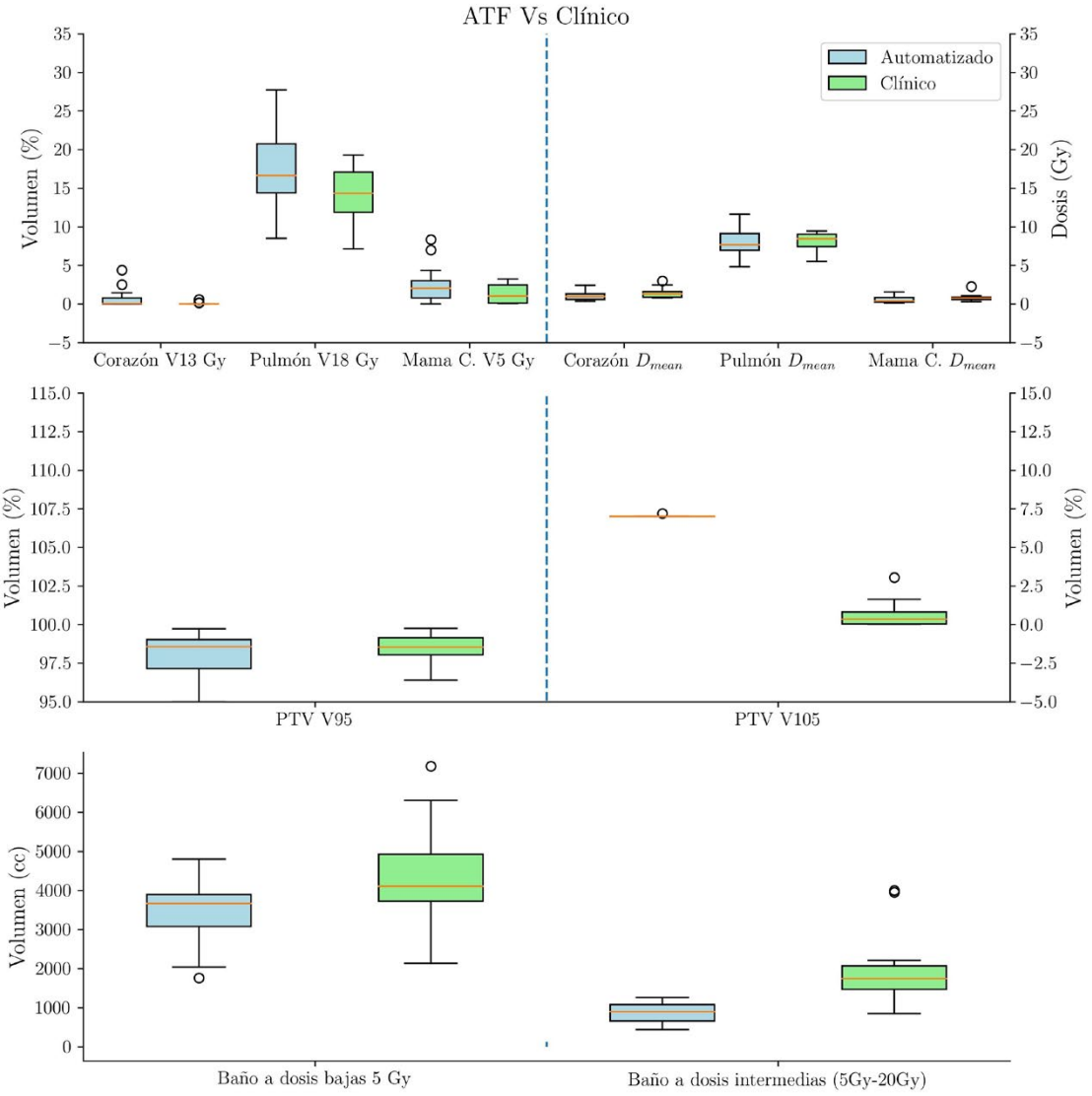

3DCRT Automatizado vs Clínico
Automatizado
Clínico
Volumen (%)
Dosis (Gy)
Corazón V13 Gy
Pulmón V18 Gy
Mama C. V5 Gy
Corazón D_{mean}
Pulmón D_{mean}
Mama C. D_{mean}
3DCRT Automatizado vs Clínico
PTV V95
PTV V105
IMRT Automatizado vs Clínico
IMRT Automatizado vs Clínico
Tiempo
Tiempo (min)
3D-CRT
IMRT
Unidades Monitor
Unidades de Monitor (MU)

FIGURA 1



Métrica	Automatizado	Clínico	p-valor
Corazón $V13$ (%)	0.7 ± 1.3	0.1 ± 0.2	0.088
Corazón D_{mean} (Gy)	1.0 ± 0.6	1.4 ± 0.6	0.085
Pulmón Ipsilateral $V18$ (%)	17.2 ± 5.1	14.4 ± 3.5	0.135
Pulmón Ipsilateral D_{mean} (Gy)	7.8 ± 1.9	8.0 ± 1.3	0.581
Mama Contralateral $V5$ (%)	2.5 ± 2.5	1.3 ± 1.2	0.421
Mama Contralateral D_{mean} (Gy)	0.5 ± 0.4	0.8 ± 0.5	0.124
PTV $V95$ (%)	98.1 ± 1.3	98.5 ± 0.9	0.581
PTV $V105$ (%)	7.0 ± 0.1	0.7 ± 0.8	$< \mathbf{0.001}$
Baño de baja dosis (5 Gy) (cm^3)	3437 ± 895	4269 ± 1375	< 0.045
Baño de dosis intermedia (5-20 Gy)(cm^3)	871 ± 261	1932 ± 914	$< \mathbf{0.001}$

FIGURA 2

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El ATF demostró su capacidad para replicar la calidad de los planes manuales, reducir el tiempo de planificación y optimizar la técnica seleccionada. Esta automatización mejora la eficiencia, estandariza los planes y facilita la selección de la técnica más adecuada para cada paciente, contribuyendo a la optimización de recursos en radioterapia.

REFERENCIAS

[1] P. Gallego, E. Ambroa, J. P´erez-Alija, N. Jornet, C. Ansón, N. Tejedor, H. Vivancos,A. Ruiz, M. Barcel´o, A. Dominguez, V. Riu, J. Roda, P. Carrasco, S. Balocco, and O. Díaz, Breast radiotherapy planning: A decision-making framework using deep learning, Medical Physics (2024).

ESTUDIO COMPARATIVO DE MATERIALES FLEXIBLES PARA IMPRESIÓN 3D CON APLICACIÓN CLÍNICA COMO BOLUS EN RADIOTERAPIA

Lizondo Gisbert, M. (1); Lorenzo Rodríguez, Á. (2); Adell Gómez, N. (3); Colomer Truyols, M. (1); Navarro García, D. (1); Ambroa Rey, E. (1); Valdivielso López, T. (1); Garcia-Miguel Quiroga, J. (1); Ramírez Muñoz, T. (1); Infestas Maderuelo, Á. (1); Gallardo Cortiñas, Ú. (2); Amat De Los Ángeles, D. (2); Frontera Solà, G. (2); López Muñoz, A. (2); Peralta Adina, A. (2); Roset Visiedo, O. (2); Zamorano Montaño, M. (2); Parcerisa Torné, M. (2); Pujol Badia, R. (2); Valls Esteve, A. (3)

(1) Hospital Universitari de Terrassa; (2) Hospital Universitario de Terrassa; (3) Hospital Sant Joan de Dèu

PROPÓSITO

La impresión 3D se ha convertido en una herramienta clave en radioterapia para la fabricación precisa y personalizada de bolus. Aunque materiales como ABS y PLA son los más utilizados, los materiales flexibles ofrecen una ventaja significativa al adaptarse mejor a las variaciones anatómicas, como la inflamación en el caso de la mama. Sin embargo, hasta ahora no se ha realizado una evaluación comparativa exhaustiva de los diferentes materiales flexibles disponibles en el mercado. Este estudio tiene como objetivo llenar ese vacío, analizando y comparando estos materiales desde una perspectiva económica, temporal y física.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó y fabricó un maniquí de silicona (Phantom) basado en un modelo de mama pequeña utilizando Monaco v5.51.10 (Elekta) y Autodesk MeshMixer. Para simular inflamación relacionada con el tratamiento, también se creó un segundo maniquí con una expansión de 3 mm (PhantomExp). Un bolus virtual (0.5 mm de grosor, volumen 130.7 cm^3) fue diseñado en Monaco e impreso en 3D utilizando doce materiales, incluyendo impresión directa (ABS, PLA, TPU, MED610, Biomed Flex 80, Biomed Elastic 50, Elastic 50, Flexible 80, ElasticClear, silicona AmSil) y fabricación mediante molde impreso en 3D (siliconas Dragon-Skin 30 y Silbione). Se realizaron tres pruebas a cada bolus de diferente material:

- *Caracterización del Bolus:* Se evaluaron el coste económico y el tiempo de impresión, el análisis de las imágenes de TC y la fidelidad de la impresión.
- *Prueba de Adaptabilidad:* Se midió el volumen de aire entre el bolus y el Phantom utilizando imágenes de TC, y se comparó con el volumen de aire entre el bolus y el PhantomExp para evaluar la adaptabilidad.
- *Prueba Dosimétrica:* Se utilizó dosimetría de película (EBT3, Ashland, NY) para comparar las dosis superficiales planificadas y medidas en el Phantom con cada bolus.

RESULTADOS

Todos los bolus mostraron unas características propias dentro de los rangos esperados (ver Tabla1). El volumen de aire medido entre bolus y maniquí fue mayor con el PhantomExp debido a la expansión, pero los materiales de silicona y BiomedElastic50 se adaptaron mejor al cambio de forma (ver Figura1). Los valores dosimétricos estuvieron dentro del rango de incertidumbre, confirmando que se logró el efecto del bolus.

	Proceso de producción	Volumen (cm^3)	Valor medio CT (HU)	Valor medio CT (ED)	Tiempo de producción total (h)	Precio del bolus estimado* (€)
Dragon skin 30 silicone	Silicone casting	123,9	139	1,058	35,5†	30
Silbione silicone	Silicone casting	124,3	215	1,114	35,5†	30
Amsil 3D printed silicone	Liquid Deposition Modeling (LDM)	99,1	15	1,002	17,5	310
MED610	Material Jetting	117,4	47	1,025	40,8	170
ELASTICCLEAR	Material Jetting	101,4	8	1,008	40	175
ELASTIC50	Stereolitography (SLA)	109,0	-13	0,995	15,6	50
FLEXIBLE80	SLA	101,1	28	1,032	11,6	30
BIOMED ELASTIC50	SLA	115,7	-18	0,981	30	90
BIOMED FLEX80	SLA	114,1	7	1,017	26	55
TPU	MultiJet Fusion	119,2	47	1,039	17,25	140
PLA	Fused Deposition Modeling (FDM)	121,5	22	1,013	11,9	10
ABS	FDM	106,5	-37	0,963	30,4	10

Tabla 1. Proceso de producción, tiempo de fabricación y características físicas a través de las imágenes TC (Volumen del bolus, y valor medio de Unidades Hounsfield, HU, y densidad electrónica, ED), de cada bolus. **En la estimación de los costes, solo se ha considerado el material utilizado para producir el bolus. Puede haber una variación en su precio de aproximadamente un 20%, dependiendo del tamaño del bolus. † El tiempo de impresión de los materiales producidos a través de molde corresponde al tiempo de impresión 3D necesario para fabricar el molde correspondiente.*

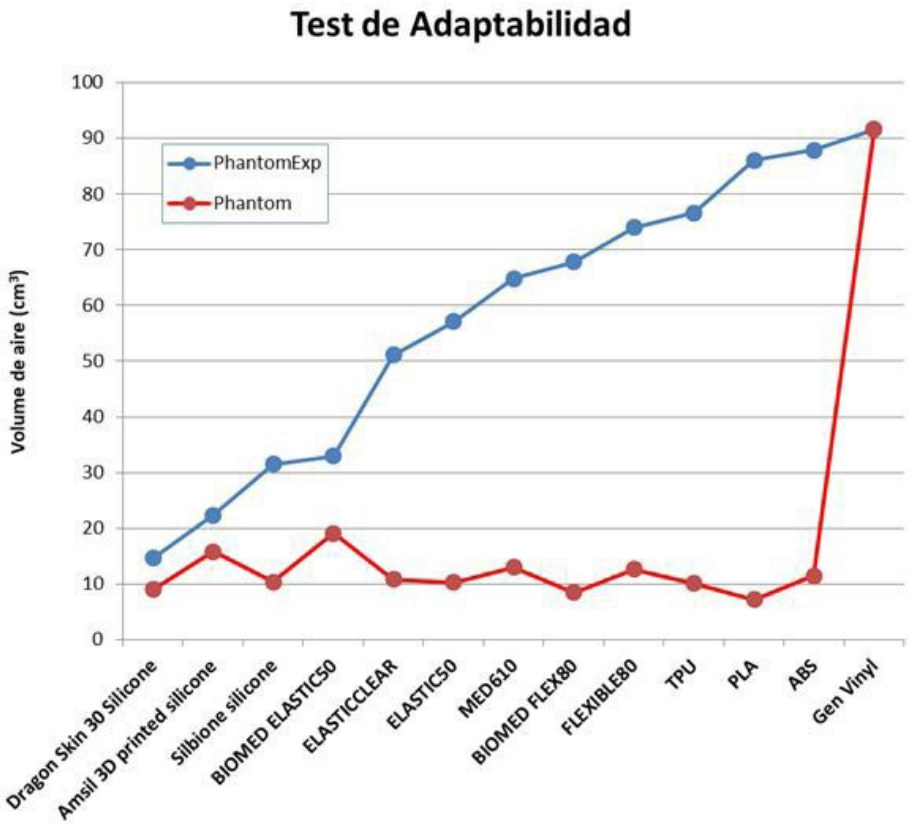


Figura 1. Resultados del test de adaptabilidad. Los valores en rojo representan el volumen de aire medido entre el bolus y el Phantom, mientras que los valores azules indican el volumen de aire entre el bolus y el PhantomExp (maniquí 3mm más grande que el Phantom).

DISCUSIÓN

La impresión 3D permite fabricar bolus personalizados con materiales biocompatibles y flexibles. Este estudio evaluó un amplio rango de materiales, incluyendo resinas avanzadas y siliconas, destacando que las siliconas moldeadas son las más adaptables y económicas, aunque requieren más tiempo y esfuerzo manual. Los materiales flexibles, como BiomedElastic50, superan a los rígidos (PLA y ABS) al adaptarse mejor a cambios anatómicos, mejorando la comodidad y eficacia del tratamiento. Las siliconas son ideales cuando no hay restricciones de tiempo, aunque futuros avances tecnológicos podrían cambiar estos resultados.

CONCLUSIONES

Las opciones de bolus basadas en silicona producidas mediante molde impreso en 3D son las más favorables cuando las restricciones de tiempo no son críticas.

DETERMINACIÓN DEL MOVIMIENTO PROSTÁTICO INTRA-FRACCIÓN MEDIANTE UN SISTEMA ECOGRÁFICO

Ariza Jimenez, M. A. (1); Torres Sánchez, J. (1); Roldán Arjina, J. M. (1)
(1) HOSPITAL REINA SOFIA

INTRODUCCIÓN

La gestión del movimiento intra-fración de la próstata está cobrando importancia debido a la expansión de los tratamientos hipofraccionados y esterotáxicos, que implican una contracción del margen CTV-PTV respecto a esquemas clásicos de tratamiento. El objetivo de este trabajo es determinar el movimiento prostático intra-fracción mediante el sistema Clarity™ (Elekta Medical, SA) inicialmente sólo con el objetivo de conocer su alcance y cómo habría que introducirlo en el margen CTV-PTV; la opción de utilizarlo además para reducir el movimiento durante la fase de tratamiento se deja para una fase posterior

MATERIAL Y MÉTODOS

6 pacientes tratados en un acelerador VERSA HD™(Elekta Medical S.A) de cáncer de próstata localizado (4 pac. con 20f de 3 Gy/f y 2 pac. con 28f. de 2.5 Gy/f) se han monitoreado con el sistema Clarity Autoscan. El tiempo medio de monitoreo fue de 435s si bien aproximadamente la mitad corresponde a tiempo de preparación y realización de CBCT y la frecuencia de muestro es de $2s^{-1}$. Para cada sesión se ha obtenido el rango de los valores muestreados en las direcciones derecha- izquierda (LAT), superior-inferior (LONG), anterior-posterior (VERT) ; se ha separado la componente sistemática $/small/Sigma$ de la aleatoria $/small/sigma$. El cálculo del margen CTV-PTV se basa en la fórmula de van Herk et al.(*)

RESULTADOS

En las siguiente tabla se muestran los errores poblacionales y los márgenes correspondienes en mm.

	LAT	LONG	VERT
Σ_{intra}	0.4	0.6	0.8
σ_{intra}	0.9	1.6	1.6
margen CTV-PTV	**1.6**	**2.6**	**3.1**

DISCUSIÓN

La componente aleatoria presenta un valor mayor que la sistemática, siendo en las direcciones LONG y VERT similar y mayor que en la LAT.

CONCLUSIONES

Los datos son coherentes con otros trabajos publicados, más allá de variaciones atribuibles a diferentes sistemas de medida, prolongación de tiempos de monitoreo, etc. Como se describe en algunos de estos trabajos, el movimiento interno de la próstata intra-fracción en función del tiempo es fundamentalmente aleatorio. No obstante, no debemos menospreciar su componente sistemática, pues su contribución a la expansión de los márgenes CTV-PTV es mayor y más relevante en los tratamientos de pocas fracciones

REFERENCIAS

- *VAN HERK ET AL. INT. J. RADIAT. ONCOL. BIOL. PHYS. 2000. 47(4):1121–1135*

- *Ballhausen H et al. Prostate intra-fraction motion recorded by transperineal ultrasound. Sci Data. 2024 May 16;11(1):504. doi: 10.1038/s41597-024-03365-2. PMID: 38755158; PMCID: PMC11099185*
- *Di Franco R et al. Acute Toxicity in Hypofractionated/Stereotactic Prostate Radiotherapy of Elderly Patients: Use of the Image-guided Radio Therapy (IGRT) Clarity System. In Vivo. 2021 May-Jun;35(3):1849-1856. doi: 10.21873/invivo.12447. PMID: 33910872; PMCID: PMC8193305.*
- *Curtis, W., et al., Relationship of imaging frequency and planning margin to account for intrafraction prostate motion: analysis based on real-time monitoring data. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2013. 85(3): p. 700-6*

KALI MC. SOFTWARE PARA EL CÁLCULO DE TRATAMIENTOS DE RIO CON ACELERADOR LIAC HWL

Ayala Lázaro, R. (1); Gómez Cores, S. (2); García Marcos, R. (2); Ruiz Galán, G. (2); Soza Marañón, Á. (2); Udías Moinelo, J. M. (3); Ibáñez García, P. (3)

(1) S° de Dosimetría y Radioprotección. H.G:U. Gregorio Marañón; Grupo de Física Nuclear e IPARCOS, Departmento de Estructura de la Materia, Física Térmica y Electrónica. Universidad Complutense de Madrid (2) S° de Dosimetría y Radioprotección. H.G:U. Gregorio Marañón; (3) Grupo de Física Nuclear e IPARCOS, Departmento de Estructura de la Materia, Física Térmica y Electrónica. Universidad Complutense de Madrid. Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital Clínico San Carlos, Madrid

INTRODUCCIÓN

La radioterapia intraoperatoria (RIO) permite administrar altas dosis de radiación directamente en el tumor o lecho tumoral durante la cirugía, minimizando la exposición de los tejidos sanos. A pesar de los grandes avances en RIO de los últimos años, incluyendo la transición de aceleradores convencionales a aceleradores móviles dedicados, la imagen intraoperatoria no se ha implantado de forma generalizada. Por ello, la planificación de los tratamientos de RIO se realiza habitualmente sin imagen anatómica, mediante medidas en agua.

En este contexto, el acelerador móvil de electrones Liac HWL (S.I.T.), ampliamente utilizado en RIO, incluye un software de cálculo de unidades monitoras (UM) y visualización de distribuciones de dosis. Sin embargo, este software presenta limitaciones, ya que no contempla todos los aplicadores comercializados y no permite incorporar factores de campo determinados por el usuario, empleando en su lugar una librería predeterminada que no siempre refleja fielmente los datos reales.

Kali MC fue diseñado para superar estas limitaciones. Este software de código abierto permite visualizar distribuciones de dosis en agua calculadas mediante simulaciones Monte Carlo del acelerador, y calcular tanto la energía como las UM necesarias para el tratamiento, usando si se desea, factores campo personalizados. Además, incluye nuevas funcionalidades para mejorar la seguridad de los tratamientos y optimizar el flujo de trabajo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Kali MC está desarrollado en Python con ayuda del paquete PyQtGraph para gráficos científicos. El acelerador modelado corresponde con un Liac HWL de energías 6, 8, 10 y 12 MeV y aplicadores de diámetros entre 3 y 10 cm y uno adicional de 12 cm. Todos ellos con 4 terminaciones distintas con biseles de 0, 15, 30 y 45°.

Las distribuciones de dosis visualizables en el programa fueron calculadas con penEasy, con un modelo simplificado de la cabeza del acelerador (Figura 1). Estas distribuciones se pueden reproducir a partir de archivos de espacios de fases publicados en Zenodo. Las características del modelado son objeto de otro trabajo paralelo.

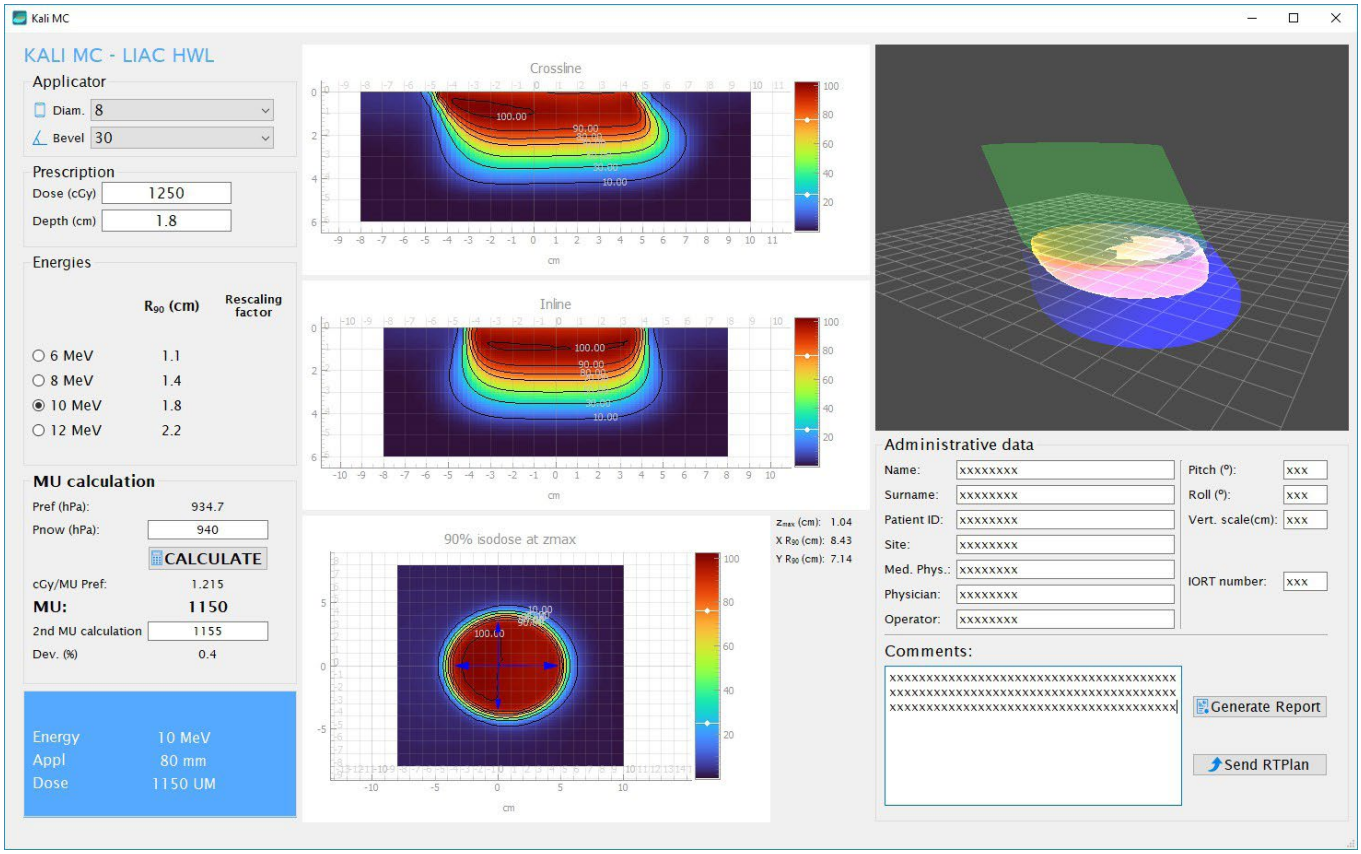


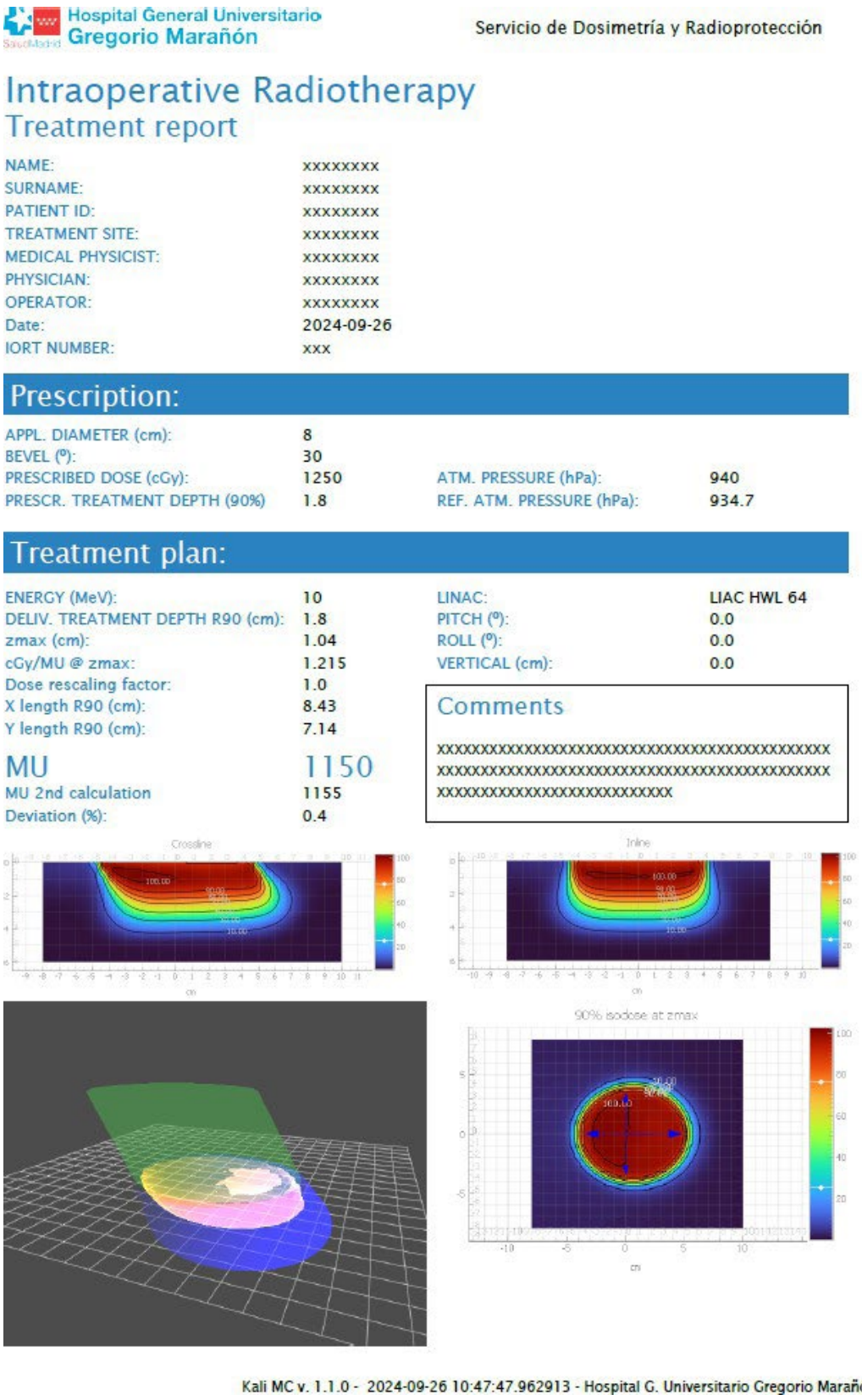
FIGURA 1 – Kali MC, visualización de distribuciones de dosis.

Para el cálculo de UM se utilizan directamente los factores de campo proporcionados o introducidos por el usuario, introduciendo una corrección por presión atmosférica que no aplica el propio acelerador y teniendo en cuenta que en RIO, la prescripción del tratamiento se indica para la isodosis del 90%.

RESULTADOS

El código fuente, así como paquetes para distintos sistemas operativos, están disponibles en GitHub y la documentación detallada se encuentra alojada en ReadTheDocs.

Los resultados de la planificación se pueden exportar en formato DICOM RTPlan para registrarlos en el programa de registro y verificación de cada servicio. También es posible generar un informe completo del tratamiento en formato PDF (FIGURA 2).


Hospital General Universitario Gregorio Marañón

Servicio de Dosimetría y Radioprotección

Intraoperative Radiotherapy
Treatment report

NAME:	xxxxxxxx
SURNAME:	xxxxxxxx
PATIENT ID:	xxxxxxxx
TREATMENT SITE:	xxxxxxxx
MEDICAL PHYSICIST:	xxxxxxxx
PHYSICIAN:	xxxxxxxx
OPERATOR:	xxxxxxxx
Date:	2024-09-26
IORT NUMBER:	xxx

Prescription:

APPL. DIAMETER (cm):	8		
BEVEL (º):	30		
PRESCRIBED DOSE (cGy):	1250	ATM. PRESSURE (hPa):	940
PRESCR. TREATMENT DEPTH (90%)	1.8	REF. ATM. PRESSURE (hPa):	934.7

Treatment plan:

ENERGY (MeV):	10	LINAC:	LIAC HWL 64
DELIV. TREATMENT DEPTH R90 (cm):	1.8	PITCH (º):	0.0
zmax (cm):	1.04	ROLL (º):	0.0
cGy/MU @ zmax:	1.215	VERTICAL (cm):	0.0
Dose rescaling factor:	1.0		
X length R90 (cm):	8.43		
Y length R90 (cm):	7.14		
MU	1150		
MU 2nd calculation	1155		
Deviation (%):	0.4		

Comments

xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx
xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx
xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

Kali MC v. 1.1.0 - 2024-09-26 10:47:47.962913 - Hospital G. Universitario Gregorio Marañón

FIGURA 2. Informe de tratamiento de RIO con Kali MC.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El software Kali MC constituye un avance significativo en el cálculo de tratamientos de RIO con el acelerador Liac HWL. Su facilidad de uso y su disponibilidad como recurso abierto fomentan la colaboración y el desarrollo en el ámbito de la física médica.

INFLUENCIA DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO EN LA DOSIMETRÍA DE LOS TRATAMIENTOS DE PULMÓN

San Miguel Avedillo, F. J. (1); Flores Cacho, I. (2); Williamson Puente, S. (2); Hernández García, J. (2); Plaza Núñez, R. ; Montero Díaz, N. (2); Ruiz Prados, M. (2); Fernández Ruiz, M. L. (2); Durán De La Torre, M. V. (2)

(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla'; (2) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE

OBJETIVO

En los tratamientos de radioterapia externa, las incertidumbres relacionadas con la posición del paciente y los movimientos internos se han manejado tradicionalmente a través del PTV. Este margen considera el movimiento intrafracción, el movimiento entre fracciones y los errores de posicionamiento. Sin embargo, si ocurre movimiento interno durante el tratamiento, puede distorsionar la distribución de dosis planificada. Por lo tanto, la magnitud total del movimiento intrafracción debe evaluarse e incluirse en los márgenes del plan de tratamiento. Por otro lado, según las guías, las técnicas de control del movimiento intrafracción no son necesarias si el GTV se desplaza menos de 5 mm.

El objetivo de este estudio es analizar el impacto dosimétrico de movimientos intrafracción mayores de 5 mm en los tratamientos de pulmón.

MATERIAL Y MÉTODO

Se evaluaron un total de 21 pacientes, cada uno recibiendo una dosis de 2 Gy por fracción. Todos los planes de tratamiento se generaron usando VMAT, empleando arcos de 360 grados en configuración de ida y vuelta. El sistema de planificación Monaco (Elekta) se utilizó para la planificación y los tratamientos se administraron en un acelerador Elekta Versa HD. La verificación de dosis para todos los planes se realizó con el sistema Delta4 Hexamotion, que permite la medida de dosis durante el tratamiento con seis grados de libertad en el movimiento del detector.

Se utilizó una simulación típica del movimiento de un tumor de pulmón, donde el tumor se mueve principalmente a lo largo de los ejes Y y Z. El desplazamiento más grande ocurre a lo largo del eje y, con un cambio máximo de aproximadamente 1 cm. Además, el patrón de movimiento es ligeramente irregular y presenta una pequeña deriva en los tres ejes.

Dado que es el estándar en nuestra práctica habitual, el estudio se llevó a cabo utilizando un análisis gamma con criterios de 2% de dosis global y 2 mm, comparando el resultado estático con el resultado obtenido al aplicar el movimiento simulado. Asimismo, se utilizó la prueba t de Student para determinar si las diferencias eran significativas.

RESULTADOS

Los resultados se pueden observar en la tabla adjunta. Solo se muestran los datos de los primeros once pacientes. El valor gamma medio para los 21 casos es 98,3 para los casos estáticos y 92,44 para los casos con "respiración", con un valor de $p < 0,05$.

	Gamma 2% global, 2 mm	
Paciente	Estático	Respiración
21284	99,3	93,4
21437	99,1	86,4
21426	97,7	90,1
21265	95,1	87,7
21118	96,1	90,7
21227	99,5	95,9
21208	97,9	94,7
21213	96,4	87,6
21050	97	88
21172	98,7	94,4
21126	100	99,6

CONCLUSIÓN

Como muestran los resultados obtenidos, el movimiento respiratorio empeora claramente los resultados. Cuando el movimiento respiratorio es del orden de un centímetro, la dosimetría se deteriora significativamente y, en muchos casos, no cumple con nuestros criterios de aceptación.

CUANTIFICACIÓN DE LA MODULACIÓN DE APERTURAS EN PLANES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA

Hernandez Masgrau, V. (1); Lara Aristimuño, I. (1); Abella Cereigido, R. (1); Sáez Beltrán, J. (2)
(1) Hospital Sant Joan de Reus; (2) Hospital Clínic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

Las guías internacionales enfatizan la necesidad de cuantificar la modulación del plan como parte de la garantía de calidad para planes de IMRT/ VMAT, incluyendo documentar el grado de modulación de los planes y replanificar en casos de modulación excesiva [TG-218 y MPPG5b de la AAPM]. Sin embargo, no existe consenso sobre cómo cuantificar la modulación del plan, y las métricas actuales presentan importantes limitaciones [Phys Med 64(2019):98–108, Int J Radiat Oncol Biol Phys 106(2020):182–184].

Este estudio propone una nueva métrica, denominada Modulación de Apertura del Plan (PAM, por sus siglas en inglés), para cuantificar la modulación de los planes de tratamiento. PAM soluciona las limitaciones de las métricas previas y ofrece una interpretación geométrica clara, facilitando su integración en los sistemas de planificación de tratamiento y en los flujos de trabajo clínicos.

MATERIAL Y MÉTODOS

PAM se define como el promedio de la fracción del área de la proyección del volumen blanco localizada fuera de la apertura del haz, ponderado por las UMs de cada punto de control. Se evaluó en planes de IMRT/VMAT para diferentes localizaciones anatómicas y se generaron planes de distintas complejidades utilizando el sistema de planificación Eclipse. PAM se comparó con otras métricas como “Plan Modulation” (PM), “Modulation Complexity Score” (MCS) y las unidades monitor por Gray (UM/Gy). También se definió el Factor de Modulación (MF) como el aumento relativo de las UM debido a la modulación de aperturas y se determinó su relación analítica con PAM [arXiv:2410.02632].

RESULTADOS

PAM indicó una modulación nula en planes de arco conformado dinámico y se validó en diferentes plataformas (TrueBeam y Halcyon) y técnicas de tratamiento (ver Figura 1), ofreciendo una cuantificación clara de la modulación del plan. Además, PAM fue independiente de factores de confusión como la técnica de tratamiento, el acelerador, la energía del haz, las condiciones de calibración y la anatomía del paciente. Asimismo, las ecuaciones derivadas permitieron determinar directamente MF basado en PAM, independientemente de otros factores (ver Figura 2), proporcionando ventajas notables en la evaluación de planes de tratamiento.

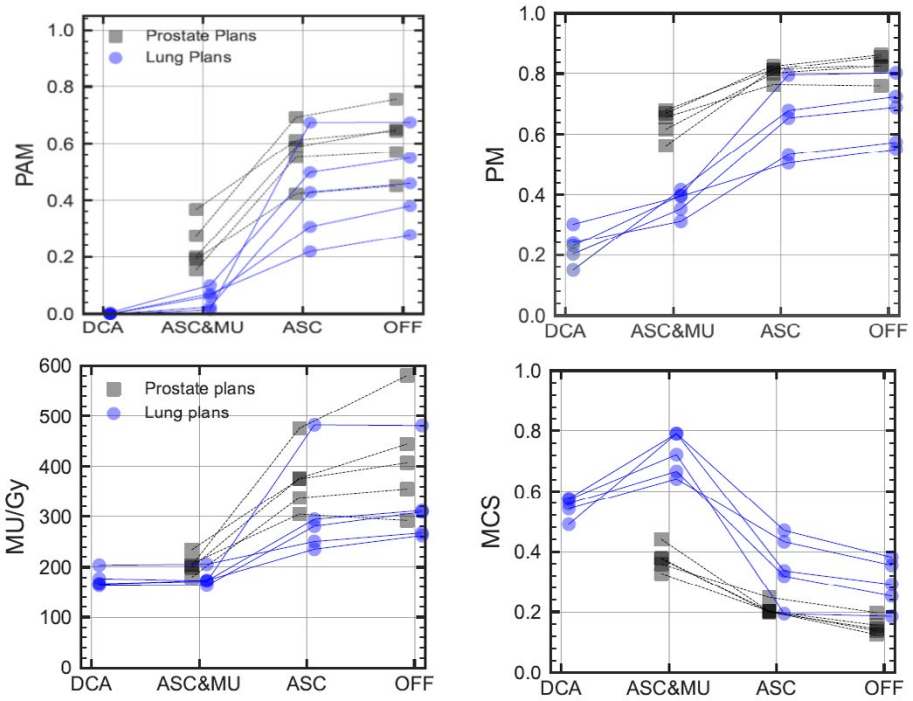


Figura 1: Valores de complejidad para planes de próstata y SBRT de pulmón según la métrica Plan Aperture Modulation (PAM), la relación UM/Gy, Plan Modulation (PM) y Modulation Complexity Score (MCS). Los símbolos representan planes con diferente complejidad y las líneas conectan planes de los mismos casos clínicos. OFF:Sin control; ASC:Aperture Shape Controller en nivel moderado; ASC&MU:ASC en nivel moderado con restricción de UM; DCA: Técnica de Arco Conformal Dinámico.

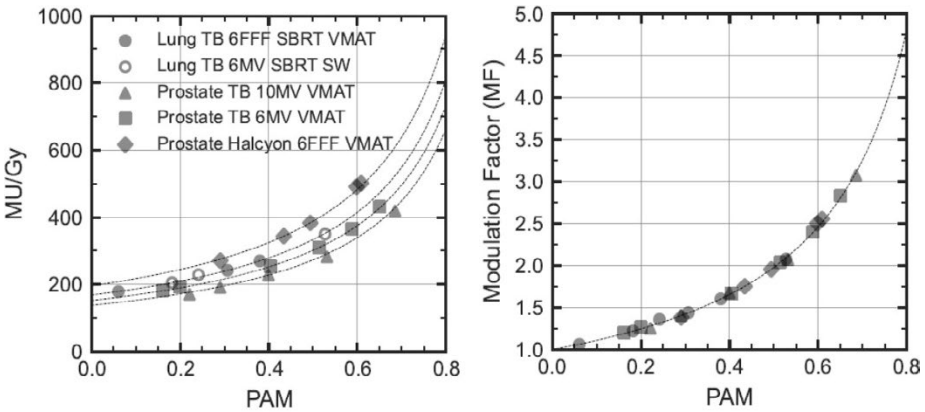


Figura 2. Izquierda: Relación entre UM y PAM para dos casos clínicos considerando diferentes energías y técnicas: Arcoterapia Volumétrica (VMAT), Sliding Windows (SW) y Arcos Conformados Dinámicos (DCA). Las líneas muestran la relación UM-PAM derivada de ecuaciones analíticas. Derecha: Factor de Modulación para los mismos planes, con la línea indicando la predicción teórica en base a las ecuaciones deducidas.

DISCUSIÓN

La métrica superó las limitaciones de métricas previas, gracias a que considera no solo los parámetros del plan, sino también la geometría del problema, permitiendo una cuantificación robusta y una interpretación intuitiva. PAM puede implementarse fácilmente en los sistemas de planificación para caracterizar y controlar el grado de modulación de los planes de IMRT/VMAT y permite la evaluación del factor de modulación MF, definido como el aumento de UM debido a la modulación de aperturas.

CONCLUSIÓN

PAM es una métrica novedosa y robusta para cuantificar la modulación de planes de radioterapia. PAM es una herramienta prometedora para la comparación y evaluación de planes de radioterapia, así como para mejorar los flujos de trabajo de planificación de tratamientos. Sus características también la hacen adecuada para comparaciones multicéntricas y estudios multiinstitucionales, incluyendo ensayos clínicos y auditorías.

DISTRIBUCIÓN CLÍNICA DE NODOS Y RENDIMIENTO GEOMÉTRICO DEL SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA ZAP-X

Aguilar Redondo, P. B. (1); Pacual Martín, E. (1); Trinidad Mora, M. L. (1); Sallabanda Hajro, M. (1); Dias, V. (2); Rodrigues, C. (2); Delgado, J. M. (2)
(1) INSTITUTO DE RADIOCIRUGÍA AVANZADA; (2) INSTITUTO DE RADIOCIRUGÍA AVANZADA / MERCURIUS HEALTH

INTRODUCCIÓN PROPÓSITO OBJETIVOS

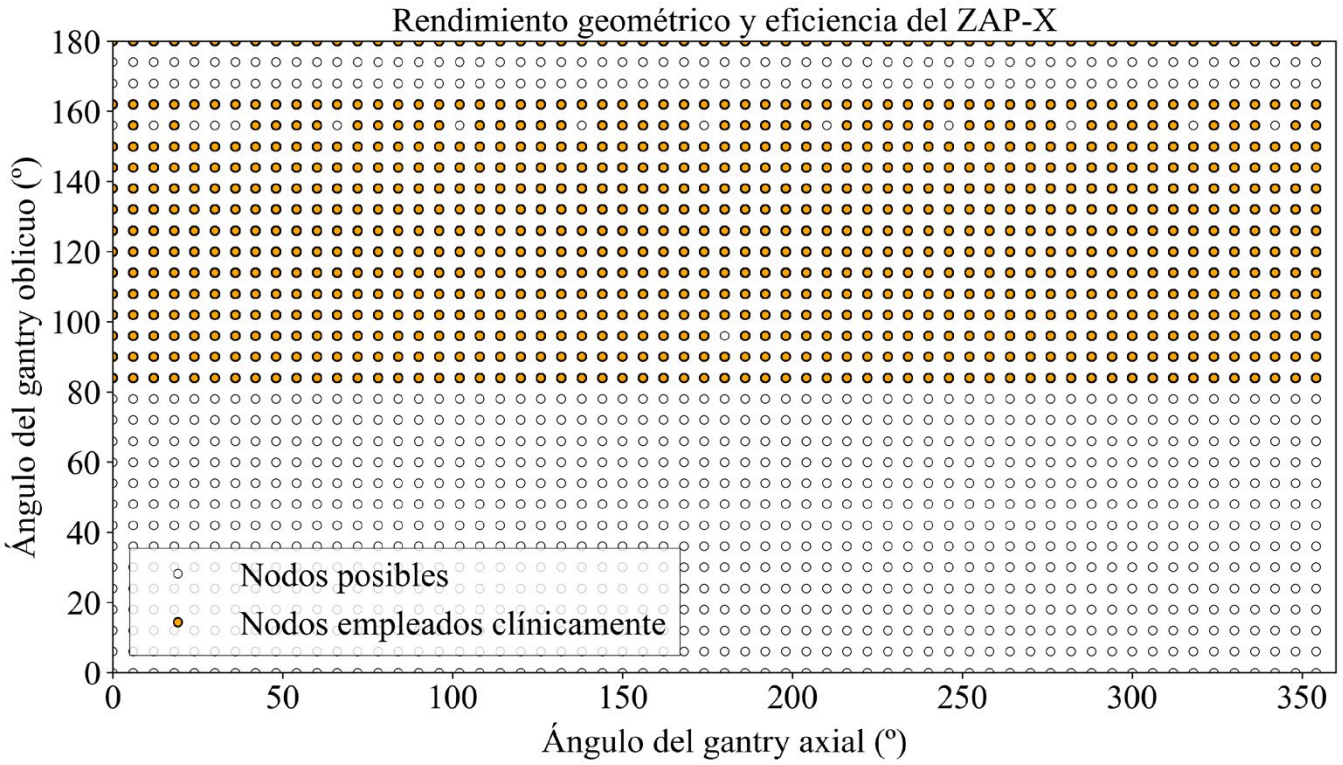
El propósito de este trabajo es evaluar el rendimiento geométrico del sistema de radiocirugía giroscópica (Gyroscopic Radiosurgery, GRS) ZAP-X mediante el análisis de los informes de administración de tratamiento de todos los tratamientos impartidos en el transcurso de dos años.

MATERIAL Y MÉTODOS

El ZAP-X es un sistema auto-blindado, dedicado a radiocirugía intracraneal, que dispone de un acelerador lineal de 3 MV montado sobre dos gantries, denominados axial y oblicuo, y que proporcinan una cobertura de $2/sqrt2/pi$ estereorradianes. A pesar de que la irradiación en el sistema de administración de tratamientos (Treatment Delivery System, TDS) es técnicamente posible desde cualquier ángulo, en el sistema de planificación de tratatamientos (Treatment Planning System, TPS) los nodos están distribuidos sobre circunferencias de manera equidistante cada 6 grados, dando lugar a 60 posiciones en el gantry axial (de 0 a 354 en pasos de 6 grados) y 31 posiciones en el gantry oblicuo (de 0 a 180 en pasos de 6 grados), lo que da lugar a un total de 1860 nodos (60 x 31 = 1860). Por lo tanto, los haces de tratamiento se pueden administrar desde 1860 posiciones diferentes.

RESULTADOS/DISCUSIÓN

Todos los datos han sido obtenidos del sistema de administración de tratamientos (TDS), y corresponden a más de 200 tratamientos administrados en el transcurso de dos años. Teniendo en cuenta todos los tratamientos, el sistema ha empleado un total de 885 nodos (figura 1), un 47.6 % de todos los disponibles.



e

CONCLUSIÓN

El rendimiento geométrico que el ZAP-X puede proporcionar en la práctica clínica es diferente e inferior al rendimiento geométrico teórico del sistema. En la práctica clínica la eficiencia geométrica es del 47.58 %, resultado en un ángulo sólido de $0.48/cdot2/sqrt2/pi = 1.36/pi < 2/pi$ estereorradianes. El ZAP-X restringe digitalmente el mínimo ángulo oblicuo a 84 grados. Los hombros del paciente y la mesa limitan el espacio libre de colisiones a bajos ángulos del gantry oblicuo, por lo que se trata de una decisión o limitación conservativa debido al reducido espacio disponible a bajos ángulos del gantry oblicuo. Está previsto que este rendimiento aumente en futuras actualizaciones.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE PLANES DE RADIOTERAPIA PARA RECTO GENERADOS CON ETHOS 1.1 Y MODELOS RAPIDPLAN

Sancho Kolster, I. (1); De Blas, R. (1); Lambisto, D. (1); Camba, F. (1); Zardoya, E. (1); Mascarell, C. (1); Santa Cruz, O. (1); Asiain, L. (1)
(1) Instituto Catalán de Oncología

OBJETIVO

Ethos (Varian Medical Systems) es un nuevo acelerador que permite la administración de tratamientos de radioterapia adaptativa online. Su sistema de planificación, con un motor de optimización inteligente (IOE), genera automáticamente planes de tratamiento a partir de objetivos dosimétricos. Este estudio evalúa la eficacia de IOE 1.1 en la planificación automática y compara diferentes modalidades de tratamiento, en planes generados para la patología de recto.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se evaluaron planes de tratamiento para 5 pacientes de recto con boost integrado (25 fracciones; PTV1:45Gy y PTV11:50Gy), generados automáticamente en Ethos mediante plantillas de objetivos dosimétricos previamente optimizadas. Se compararon tres modalidades: VMAT (2 arcos completos; VMAT2a), IMRT (12 campos equiespaciados; IMRT12c) y un plan IMRT12c que incorporó el modelo RapidPlan utilizado en Eclipse para recto (IMRT12c RP). Estos planes se analizaron dosimétricamente frente al plan de referencia (VMAT de 2 arcos completos en Eclipse 18.0 con RapidPlan). Se evaluaron parámetros de homogeneidad (D2%-D98%), conformidad (V95%/VPTV1) y cobertura (D98%) del PTV1 y PTV11, además de parámetros dosimétricos de tres órganos

de riesgo (OAR): V40Gy para vejiga, V15Gy para cavidad peritoneal y V20Gy para cabezas femorales. Asimismo, se compararon las unidades de monitor (UM) de los planes con las de los equivalentes en Eclipse.

RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra los resultados relacionados con las UM y el PTV1. Las UM fueron un 30% superiores en los planes generados por Ethos en comparación con Eclipse, indicando una mayor complejidad de los planes. En cuanto a la homogeneidad y la cobertura del PTV1, los planes IMRT12c mostraron un mejor resultado frente a VMAT2a; sin embargo, al incorporar el modelo RapidPlan, estos valores se vieron ligeramente afectados, en particular la cobertura del PTV1. En el caso del PTV11, los resultados encontrados fueron muy similares a los obtenidos para el PTV1.

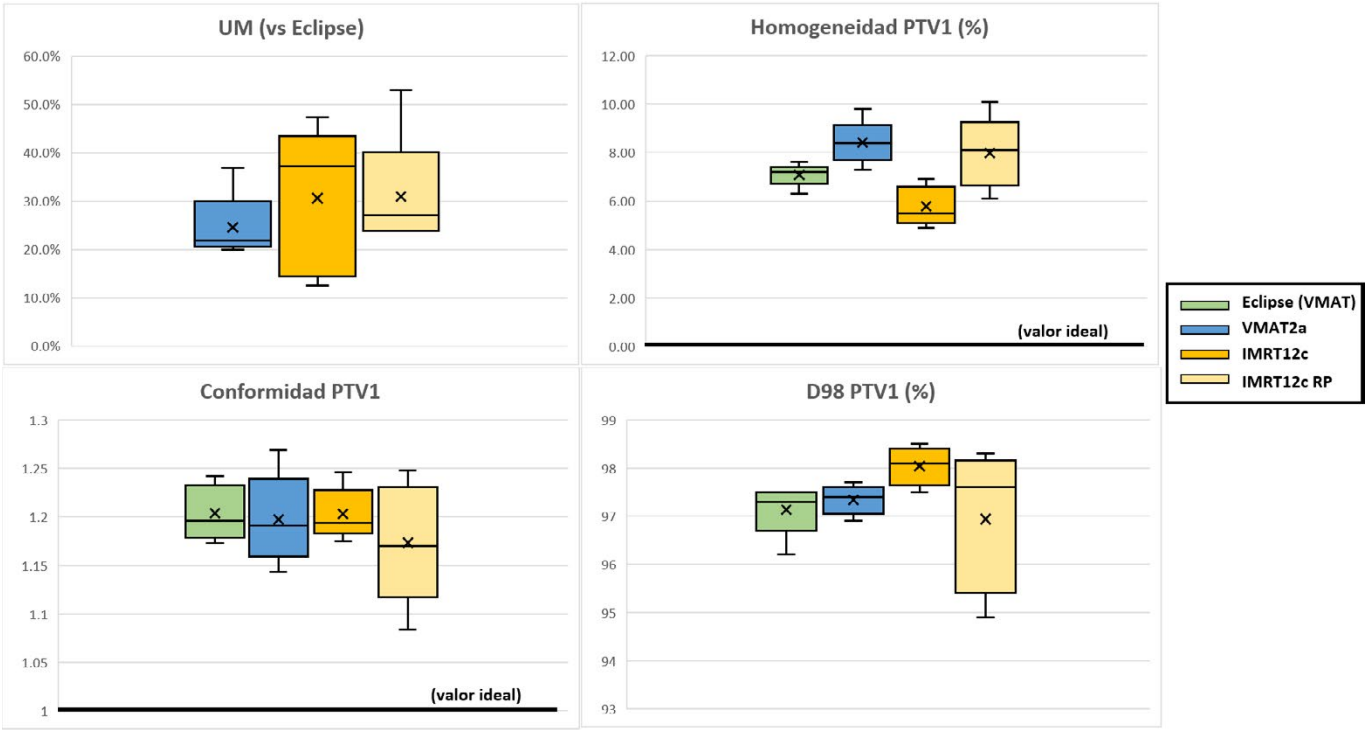


FIGURA 1

La FIGURA 2 muestra los resultados dosimétricos para los OAR. En todos los casos se aprecia un mejor comportamiento para IMRT12c respecto VMAT2a. Además, la incorporación del modelo RapidPlan permitió una reducción muy significativa de la dosis en los OAR.

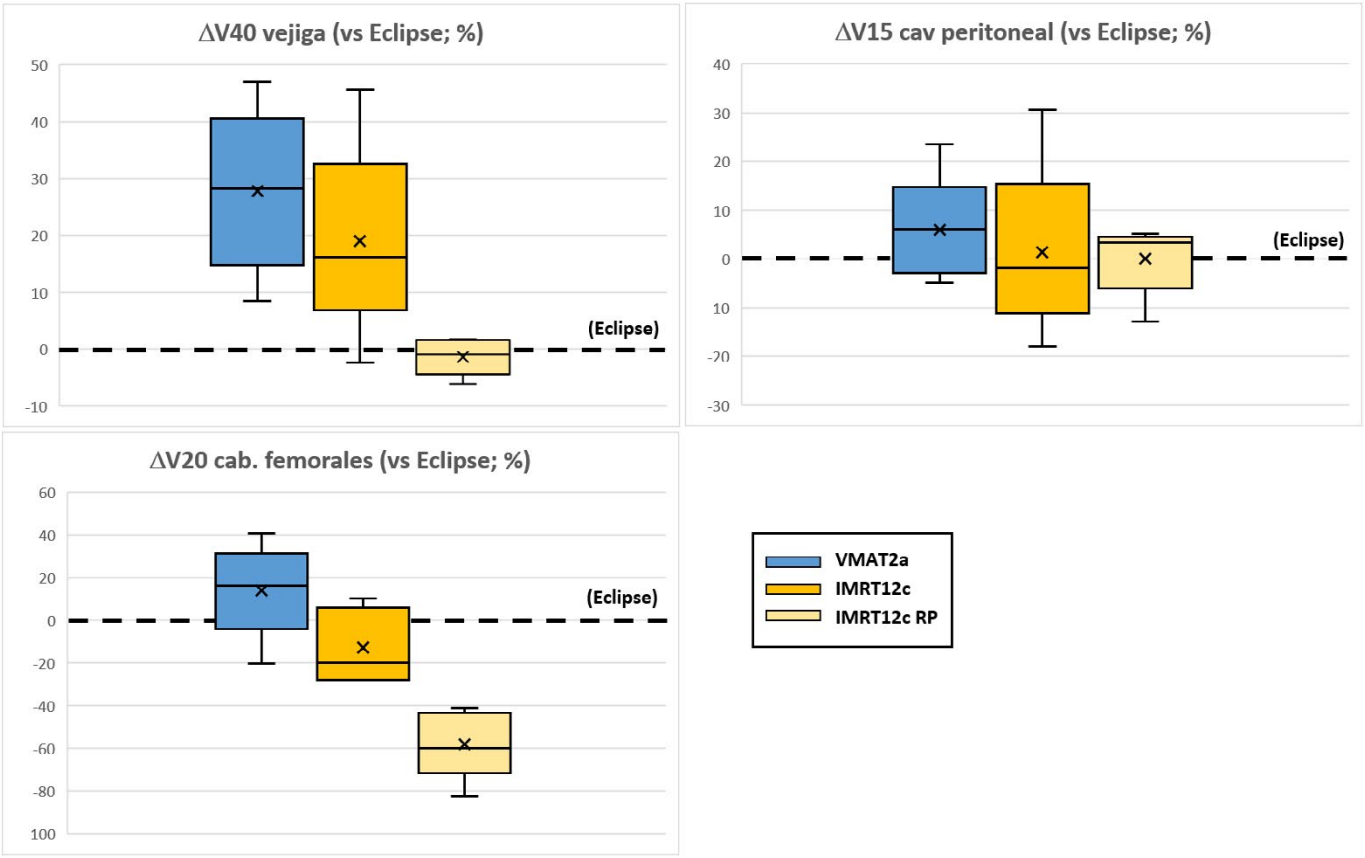


FIGURA 2

CONCLUSIONES

Ethos (IOE 1.1) es capaz de generar planes automáticos aceptables para recto, con la solución de IMRT mostrando mejor homogeneidad y cobertura del PTV frente a VMAT. La incorporación de RapidPlan mejoró significativamente la protección de los OAR, aunque afectó ligeramente la cobertura del PTV1. Los planes de Ethos presentaron un 30% más de UM respecto a Eclipse, indicando mayor complejidad. Con la llegada de IOE 2.0 al mercado, se espera una mejora en la calidad dosimétrica de los planes generados en Ethos.

PRECISIÓN DE LA ADAPTACIÓN DEL TRATAMIENTO EN UN MR-LINAC

Ferrer, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Gómez Robles, R. (2); Navarro Domenech, I. (1); Moreno Fuentes, B. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Sáez Beltrán, M. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz (Madrid); (2) Universidad Autónoma de Madrid

INTRODUCCIÓN

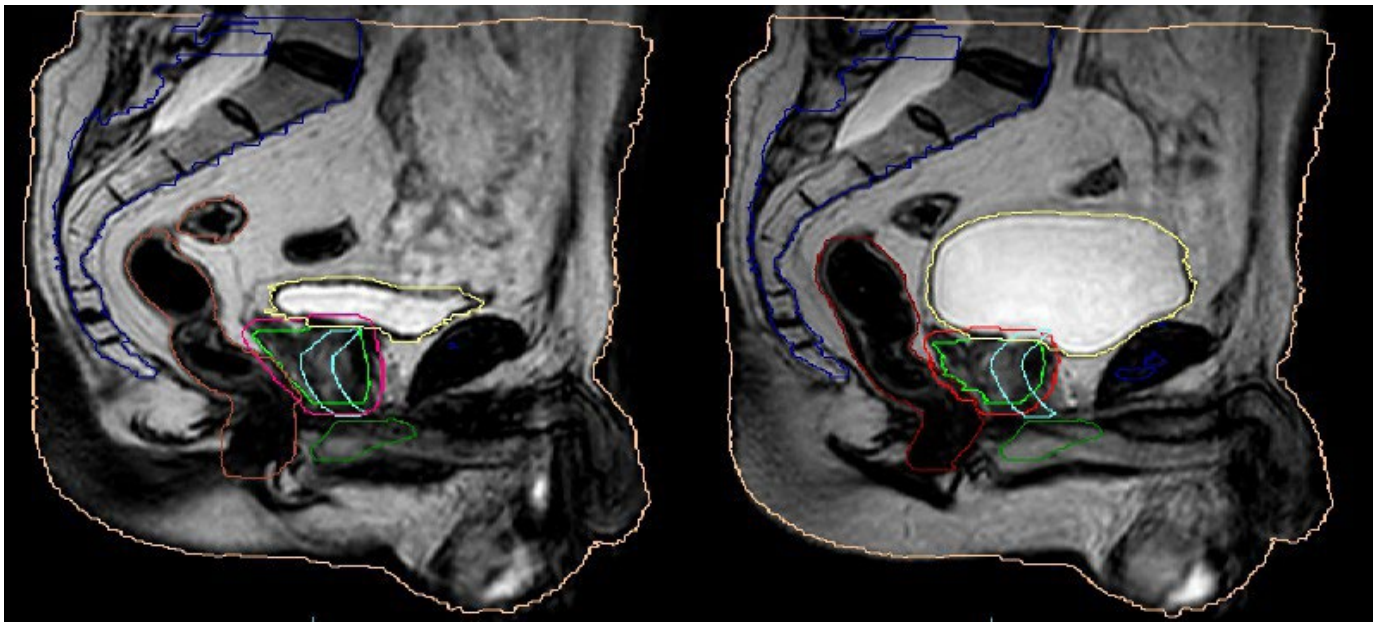
El flujo de trabajo en una linac de MR Elekta Unity en el momento en que el paciente va a recibir la sesión de radioterapia implica la adquisición de una imagen de resonancia magnética (IRM) para obtener la forma y la posición de los diferentes órganos en riesgo (OAR), así como para el contorneo diario del CTV y el PTV. Una vez recontorneadas todas las estructuras, el plan adaptado se calcula sobre esta IRM y se aprueba para el tratamiento si se cumplen todos los objetivos de la planificación. El tiempo necesario para el contorneado OAR y CTV/PTV puede ser de hasta 30 minutos. Durante este tiempo, el movimiento interno de los OAR y los PTV puede hacer que la dosis calculada en la imagen de RM inicial no se corresponda con la ubicación y la forma de las estructuras contorneadas en el momento de la administración de la radiación. En este trabajo se estudian las diferencias en el volumen de las estructuras y las dosis mínimas, máximas y medias recibidas por las mismas mediante otra RM adquirida inmediatamente después de finalizar el tratamiento, que se aproxima más a las dosis finales recibidas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se estudiaron inicialmente dos pacientes de cáncer de próstata, a los que se prescribieron 3625 cGy en 5 sesiones. La planificación del tratamiento se calculó para un Elekta Unity MR-linac de 7 MV FFF con el sistema de planificación del tratamiento Monaco v.5.51.1. Para cada sesión, una vez administrada la dosis, se adquirió una IRM final. Dos oncólogos radioterapeutas volvieron a contornear el CTV, el PTV, la vejiga y el recto, y se recalculó sin cambios el plan de la sesión original en la nueva IRM. Se examinaron las diferencias en los volúmenes y las dosis mínimas, máximas y medias.

RESULTADOS

Las mayores diferencias de volumen medio se observaron en la vejiga, con un aumento del 104,98% entre la IRM inicial y la final. El volumen medio del recto apenas varió (-0,51%). Sin embargo, los volúmenes del CTV y del PTV disminuyeron un 12,45 % y un 11,81 % respectivamente. Los mayores cambios de dosis se produjeron en la dosis media en la vejiga (-20,91%) y el recto (12,13%). Las dosis máximas y medias de CTV/PTV cambiaron en menos de un 1,5%, observándose la mayor variación en las dosis mínimas, -8,16% y -15,54% para CTV y PTV respectivamente.



DISCUSIÓN

A pesar de que el procedimiento adaptativo en los MR-linac resulta adecuado, durante el tiempo transcurrido entre que se adquiere la imagen de planificación y se comienza la irradiación, ocurren cambios morfológicos que provocan que la dosis calculada difiera de la que finalmente se imparte.

CONCLUSIÓN

Los tratamientos adaptativos con MR-linacs representan un gran avance en radioterapia, sin embargo, es necesario tener en cuenta las variaciones anatómicas durante su administración e intentar reducir al máximo los tiempos para evitar dosis imprecisas.

INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE ISOCENTRO EN TRATAMIENTOS DE NEURALGIA DEL TRIGÉMINO EN ACELERADOR LINEAL: ¿DOSIS EN UN PUNTO?

Martín Veganzones, M. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); García Iglesias, N. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Fuentemilla Urío, N. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radiocirugía funcional, entre ellos el de la neuralgia del nervio trigémino, exigen una precisión submilimétrica. En ellos se prescribe una dosis elevada a un volumen muy pequeño, con unas dimensiones apenas un poco mayores que las asociadas a las incertidumbres relativas al equipo de tratamiento.

En este trabajo se simula la influencia real que tiene en la dosimetría la ubicación exacta del isocentro a lo largo de un tratamiento en un linac.

MATERIAL Y MÉTODOS

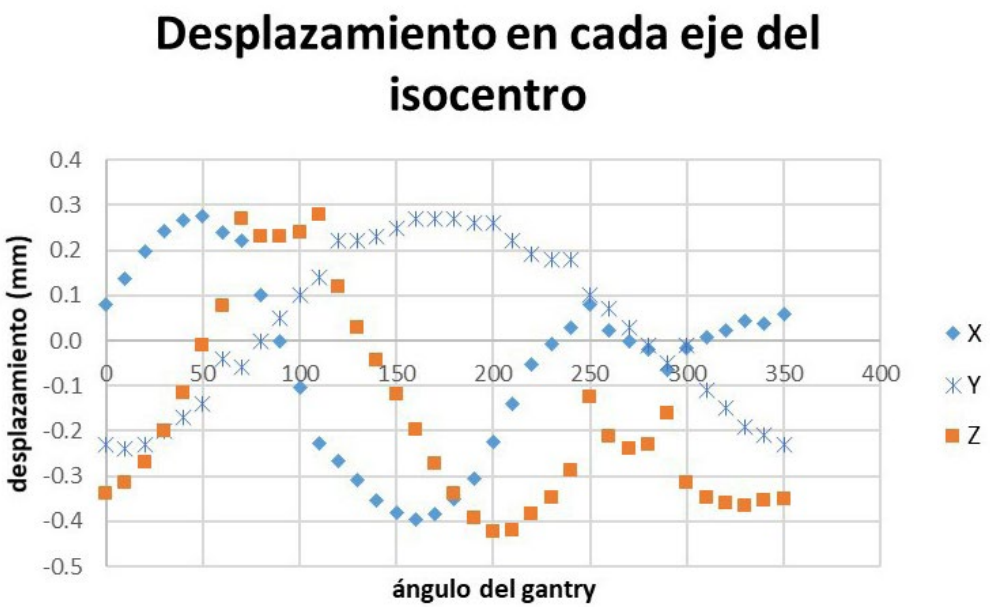
Se ha reproducido un plan de tratamiento estándar en el sistema de planificación (Eclipse Cone Planning, Varian) modificando el isocentro cada 10° de giro de gantry. Las coordenadas de cada uno de esos isocentros se han obtenido mediante un test de Winston-Lutz realizado a su vez a intervalos de 10°.

El tratamiento se prescribe a 90 Gy en el isocentro. El algoritmo empleado ha sido Eclipse Cone Dose Calculation (Versión 16.1.0), con malla de cálculo de 1 mm. Para el tratamiento se usa un Truebeam SDX (Varian Medical Systems) con energía de 6 MV sin filtro aplanador, un cono de 4 mm de diámetro y una técnica de 9 arcos lateralizados. Se corrige la posición del paciente para cada giro de mesa mediante la imagen de rayos X del sistema Exactrac Dynamic (Brainlab), por lo que no es necesario considerar las desviaciones de isocentro debidas al giro de mesa.

El plan con esos isocentros modificados se ha recalculado en el sistema de planificación usando las unidades de monitor originales

RESULTADOS

En la gráfica se muestran los desplazamientos en los tres ejes obtenidos para cada isocentro.



En la tabla se presentan las diferencias obtenidas para los parámetros analizados en ambos planes. Los valores de dosis baja son más altos en el plan modificado, mientras que los de dosis alta son menores.

Parámetro evaluado (Gy)	D85	D80	D70	D60	D50	D10
$V_{plan\ original}$ (cc)	0.002	0.008	0.022	0.032	0.051	0.652
$V_{plan\ modificado}$ (cc)	0.001	0.007	0.021	0.031	0.051	0.662
Diferencia	12%	13%	5%	4%	-1%	-2%

DISCUSIÓN

Los desplazamientos aplicados al isocentro son de décimas de milímetro, del mismo orden que la tolerancia en la posición del isocentro. Sin embargo, las diferencias en dosis asociadas no son grandes. Una causa de esto es la compensación entre todos los ángulos de entrada de los haces, que suavizan el efecto. Además, la distancia entre puntos de la malla de cálculo es del orden de las incertidumbres estudiadas, lo que puede provocar que desplazamientos menores no sean asociados a vóxeles diferentes. En ese caso la incertidumbre dosimétrica intrínseca del cálculo de dosis sería superior a la introducida por las diferencias de isocentro, lo que hace irrelevantes a estas últimas.

CONCLUSIONES

Se ha estudiado la influencia de la posición real variable del isocentro durante un tratamiento de neuralgia del trigémino con cono en un acelerador lineal.

Las diferencias son pequeñas en valores de dosis, careciendo de relevancia clínica en este caso.

VALIDACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON UN TC SINTÉTICO

Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Navarro Domenech, I. (1); Moreno Fuentes, B. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Sáez Beltrán, M. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz (Madrid)

INTRODUCCIÓN

Los aceleradores lineales con imagen guiada por resonancia magnética (RM) están especialmente preparados para realizar tratamientos de radioterapia adaptativa. En cada fracción de tratamiento se obtiene una nueva imagen de RM sobre la que se adaptan los volúmenes contorneados y se realiza el cálculo dosimétrico correspondiente. Dado que en la imagen por RM no se dispone de los valores de densidad electrónica para el cálculo de dosis, estos se deben obtener de una imagen de Tomografía Computarizada (TC) previamente realizada al paciente. Para evitar la necesidad de realizar una TC junto con los posibles errores sistemáticos e incertidumbres asociadas al registro de imágenes de dos equipos diferentes obtenidas en tiempos diferentes, se han desarrollado los TC sintéticos (sTC), en los que las unidades Hounsfield (HU) son asignadas utilizando sólo la información de la imagen de RM. De este modo, el flujo de trabajo sólo necesitaría de imagen por RM. Este trabajo evalúa el cálculo dosimétrico de la planificación de tratamientos de radioterapia basados en imagen de sTC, comparándolos con los calculados sobre la imagen de RM con las DE del TC.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan, para 5 pacientes de próstata prescritos a 3625 cGy en 5 sesiones, las diferencias entre el cálculo de dosis en la imagen de sTC frente al de MR. Las DE de la imagen de MR provienen de la imagen de TC obtenida previamente. La imagen de sTC se generó inmediatamente tras la de MR mediante el procedimiento de cálculo de atenuación (MRCAT) de Philips en una RM Philips Ambition de 1.5T. El cálculo dosimétrico se realizó para un Elekta Unity con el programa planificador de tratamientos Monaco v. 5.51.11.

RESULTADOS

Las diferencias entre las dosis medias para el CTV y el PTV fueron de 0.063 ± 0.283% y de 0.003% ± 0.652% respectivamente. Para los órganos de riesgo (OAR) analizados, las mayores diferencias en dosis medias fueron de 3.125 ± 1.573% en las cabezas femorales y de 3.217 ± 7.167% en el bulbo peneano. Recto y vejiga pueden modificar su volumen en un corto periodo de tiempo. Se observaron diferencias de dosis media de 2.025 ± 7.223% y 2.319 ± 6.611% respectivamente.

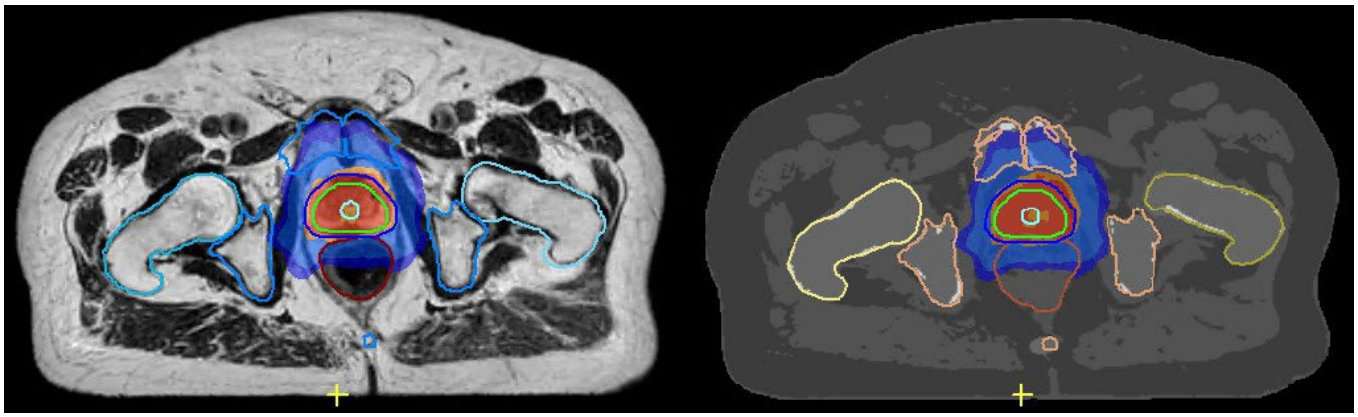


Fig.1. Distribución de dosis en la RM (izda) y en el sCT (dcha)

DISCUSIÓN

El cálculo de la dosis en la imagen de sTC no se ve significativamente comprometido, especialmente en lo que corresponde al CTV y PTV, o a puntos del DVH relevantes para los OAR analizados. Se debe tener en cuenta que, aunque ambas imágenes, MR y sCT, se obtienen una a continuación de la otra, volúmenes como la vejiga y el recto pueden presentar cambios relevantes.

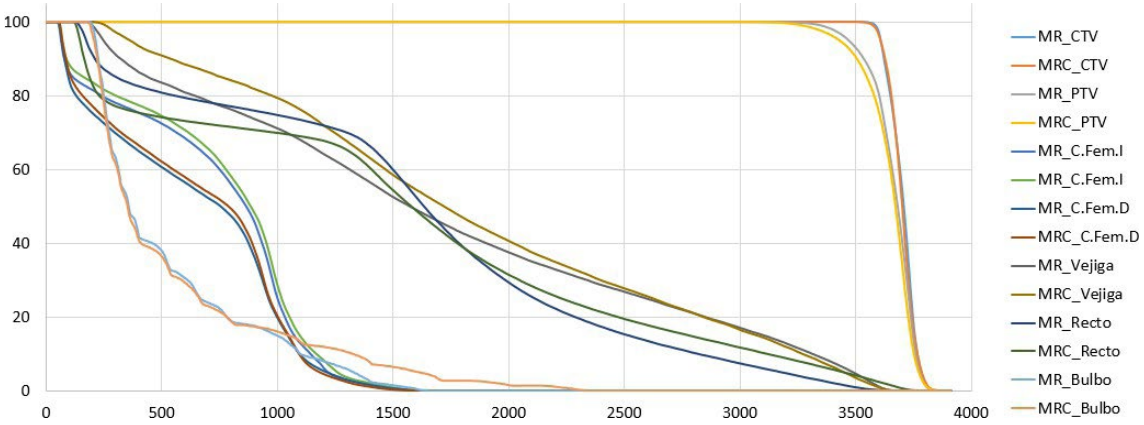


Fig.2. Histogramas dosis-volumen correspondientes a la MR y al sTC (MRC)

CONCLUSIONES

El flujo de trabajo con solamente imagen de RM utilizando MRCAT puede eliminar errores sistemáticos y agilizar todo el procedimiento, evitando asimismo dosis innecesarias al paciente. MRCAT puede ser adecuado para la planificación de tratamientos en radioterapia de próstata.

DESARROLLO DE DISPOSITIVOS DE INMOVILIZACIÓN BASADOS EN FABRICACIÓN ADITIVA PARA RADIOTERAPIA DE EXTREMIDADES: UNA PRUEBA DE CONCEPTO

Castro Tejero, P. (1); Hernández González, D. (2); Izquierdo Rodríguez, C. (3); Muñoz Torrijos, M. Á. (3); Chamorro Serrano, P. (1); Roch González, M. (1); Murillo González, M. T. (1)

(1) Hospital Universitario de la Princesa; (2) Hospital Nuestra Señora Sonsoles Ávila; (3) Asociación Hullproject–Impresión 3D biomédica

INTRODUCCIÓN

La inmovilización de extremidades constituye un reto en radioterapia, ya que requiere un alto nivel de flexibilidad a la vez que persigue un equilibrio entre confort del paciente y precisión en la administración del tratamiento. En la actualidad, no existe una solución comercial específica y suelen adaptarse dispositivos de otras regiones para inmovilizar la zona (termoplásticos,

colchones de vacío, reposapiés, soportes de tobillo, mancuernas, etc.). En este trabajo se propone, como prueba de concepto, un inmovilizador completamente personalizado basado en un diseño orientado a la tecnología de fabricación aditiva.

MATERIAL Y MÉTODOS

El trabajo se enmarca dentro de un estudio aprobado por el CEIm de nuestro centro y financiado por la SEFM. Se seleccionaron dos casos de pacientes: uno con mixofibrosarcoma en tobillo izquierdo y otro con artropatía en mano derecha. La metodología integró la segmentación de imágenes TC DICOM de simulación para la generación de biomodelos anatómicos. La fabricación se realizó mediante una impresora de tecnología FDM BambuLab P1S con material PLA para estructuras óseas, mientras que para el tejido blando se utilizó una resina de silicona de platino translúcida. El proceso de diseño del inmovilizador incorporó un análisis dosimétrico de materiales típicos de la fabricación aditiva, así como un estudio exhaustivo de los sistemas de anclaje, indexación y elementos auxiliares, integrando el bolus de tratamiento en la propia estructura del inmovilizador. La estructura del inmovilizador se fabricó con PLA, y para el bolus se utilizó una silicona de platino de grado FDA. La validación del sistema se realizó mediante adquisición de imágenes CBCT en una unidad de tratamiento TrueBeam, evaluando calidad de imagen y posicionamiento.

RESULTADOS

en las siguientes figuras se muestran los biomodelos de ambas regiones, sus inmovilizadores, cada biomodelo acoplado con su inmovilizador y las imágenes CBCT adquiridas, para los casos de tobillo (figura 1) y mano (figura 2).

Figura 1

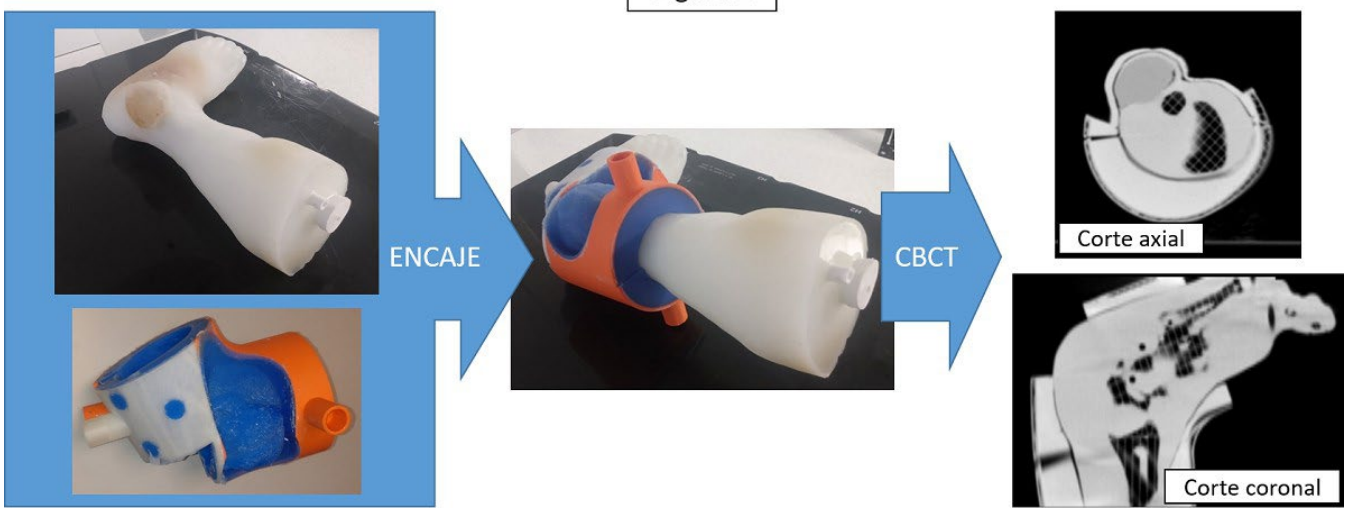
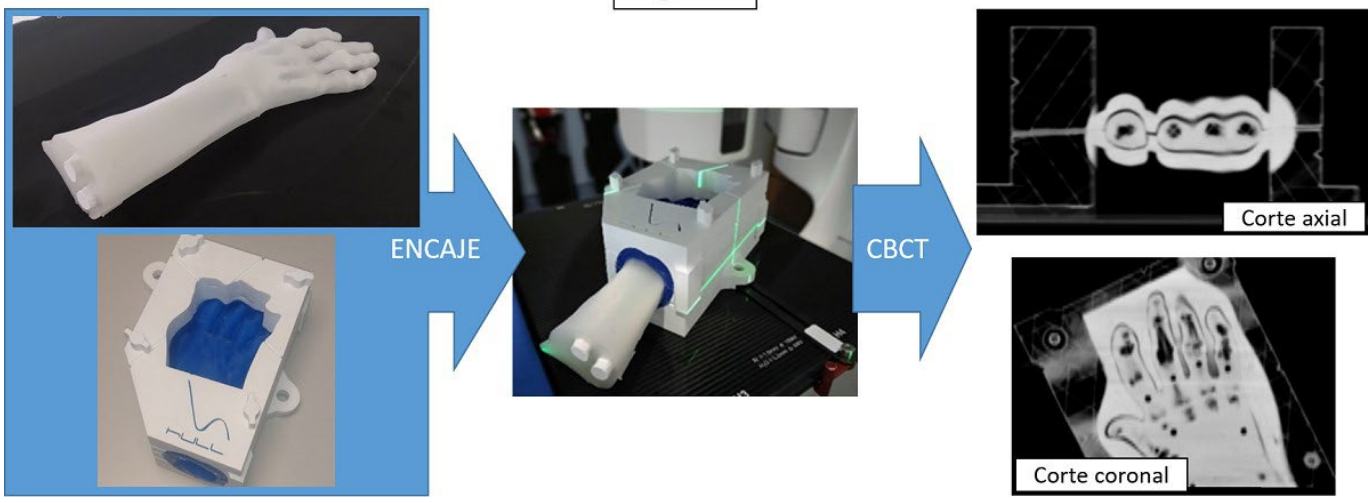


Figura 2



DISCUSIÓN

En la actualidad, no existe un dispositivo ideal para el posicionamiento de extremidades en radioterapia. El escaso desarrollo comercial se manifiesta en la literatura donde se pueden distinguir desde dispositivos de diseño propio hasta la adaptación y/o combinación de diversos componentes de otras regiones. Todos estos trabajos reflejan la complejidad para alcanzar un cierto nivel de precisión en la colocación. En el presente trabajo se plantea un abordaje diferente a partir de un diseño totalmente personalizado basado en fabricación aditiva, que integra el bolus dentro del propio dispositivo de inmovilización. Se presenta una prueba de concepto a partir de biomodelos generados mediante impresión 3D de dos regiones diferentes con una anatomía especialmente compleja. Los resultados evidencian la viabilidad técnica de la propuesta, mostrando una buena calidad en las imágenes de verificación y un flujo de posicionamiento optimizado. La validación clínica, a partir del estudio de la precisión del posicionamiento y mejora en el confort del paciente, se expone en otro trabajo presentado al congreso.

CONCLUSIONES

la inmovilización de extremidades mediante el diseño específico y completamente personalizado aportado por la fabricación aditiva, puede suponer un avance en la precisión de los tratamientos de radioterapia.

EVALUACIÓN DE LA EFICACIA DE LA MONITORIZACIÓN POR SUPERFICIE EN TRATAMIENTOS INTRACRANEALES CON MÁSCARA DE INMOVILIZACIÓN

Gutiérrez Ruiz, A. (1); Gevaert, T. (1); Boussaer, M. (1); Everaert, T. (1); De Ridder, M. (1)
(1) UZ Brussel

INTRODUCCIÓN

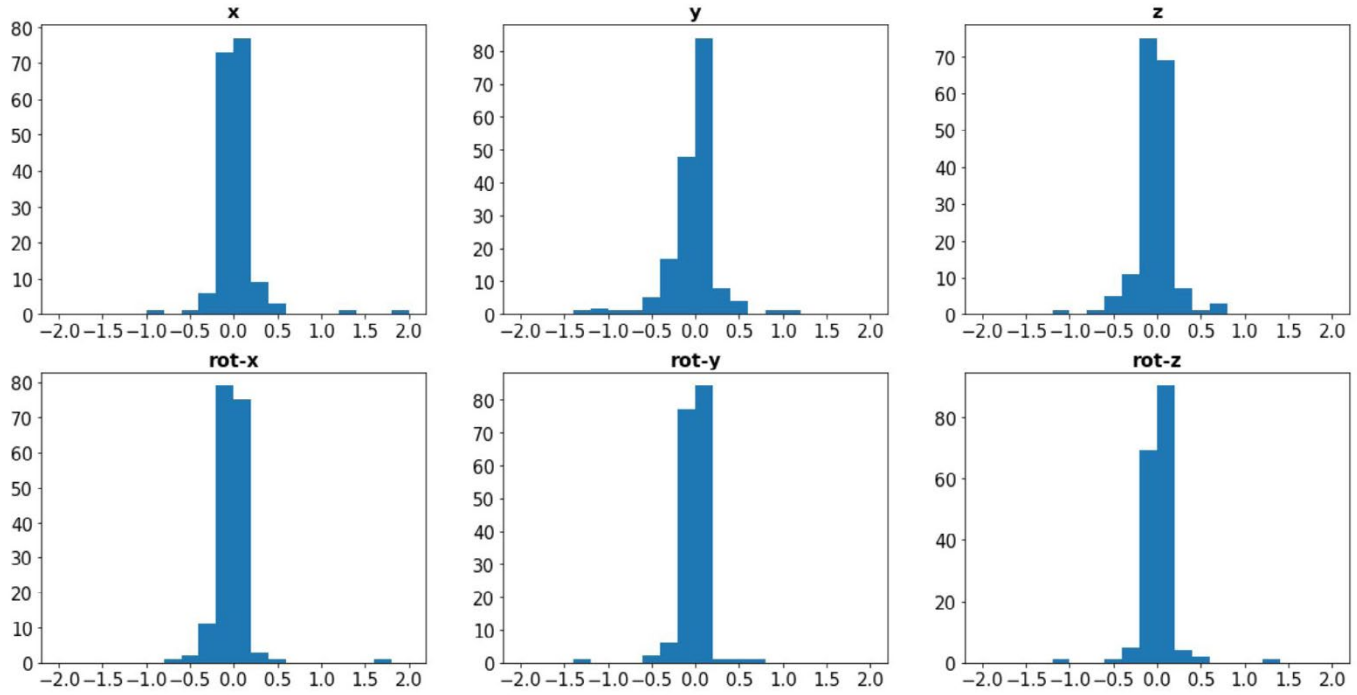
La radioterapia guiada por superficie (SGRT) se utiliza en combinación con IGRT (radioterapia guiada por imágenes) para el posicionamiento y la monitorización del paciente. En el caso de los tratamientos intracraneales, especialmente la radiocirugía estereotáctica (SRS), el uso de una máscara de inmovilización cerrada o abierta es una práctica común. Estos dispositivos previenen el movimiento del paciente, pero también pueden dificultar la monitorización de su anatomía externa. El propósito de este estudio es evaluar la eficacia y el valor añadido del seguimiento por superficie en la detección de errores intra-fracción cuando se utilizan dispositivos de inmovilización.

MATERIAL Y MÉTODOS

La información sobre el posicionamiento del paciente se obtuvo mediante radiografías estereoscópicas (ExacTrac Dynamic, Brainlab) tomadas cuando el ángulo del gantry permite la adquisición de imágenes, proporcionando información de posición (6DOF – seis grados de libertad) al comparar la imagen con un conjunto de radiografías (DRR) generadas a partir del TC de planificación. El sistema SGRT obtiene información 6DOF mediante la comparación continua de una región de interés (ROI) en la superficie del paciente con una referencia adquirida tras la realización de IGRT. En total, se analizaron 173 verificaciones instantáneas mediante radiografías estereoscópicas y SGRT correspondientes a 50 fracciones de tratamientos cerebrales, incluyendo SRS y SRS fraccionado. Las discrepancias entre los errores medidos por ambos sistemas fueron calculadas en todas las direcciones y rotaciones.

RESULTADOS

Las diferencias absolutas medias entre las mediciones por radiografías y SGRT en todas las verificaciones fueron de 0.13 mm (DE 0.24), -0.18 mm (DE 0.22) y -0.12 mm (DE 0.16) para las direcciones lateral, longitudinal y vertical, respectivamente, y de -0.10° (DE 0.16), -0.07° (DE 0.13) y 0.09° (DE 0.15) para pitch, roll y yaw. Las diferencias absolutas se mantuvieron por debajo de 0.4 mm en todas las direcciones en el 90% de las verificaciones instantáneas. Las pruebas t pareadas mostraron cierta correlación entre las variables en las direcciones lateral y vertical, pero no se encontró significación estadística en la prueba t pareada ni en la prueba de Wilcoxon para los datos analizados.



CONCLUSIÓN

La monitorización por superficie en tratamientos intracraneales puede ayudar a reducir la dosis al paciente proveniente de las imágenes de setup y puede identificar cambios en la posición del paciente durante la irradiación antes de que se activen las radiografías de verificación, incluso cuando se están utilizando máscaras de inmovilización. La radiografía y la comparación de la anatomía interna deben seguir siendo el control de referencia para verificar y corregir con precisión la posición del paciente.

FÍSICA DE LA SBRT DE MAMA EN SESIÓN ÚNICA DE 24GY SIN OPERAR

Velázquez, S. (1); López Martín, N. (1); Muñiz Romero, G. (1); Luis Simón, F. J. (1); De Haro Piedar, R. (1)
(1) HUVR

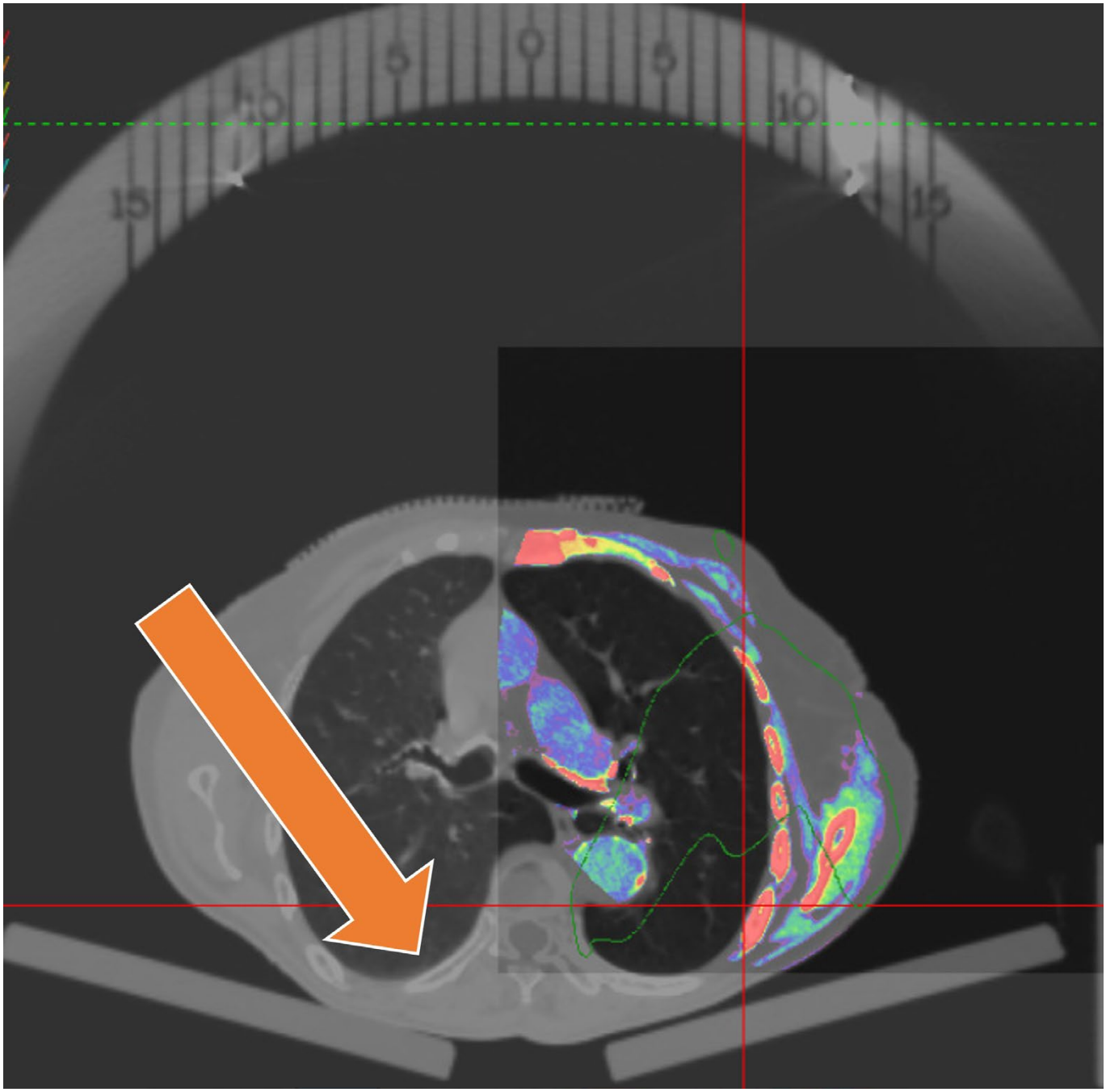
OBJETIVO

Descripción de la implementación de la SBRT de sesión única en pacientes de avanzada edad con cáncer de mama localizado o pacientes metastásicas donde la cirugía no está indicada.

MÉTODOS Y MATERIALES

Entre junio de 2017 y enero de 2025, se incluyeron 44 pacientes con 49 lesiones. Se utilizó un prototipo estereotáctico para mama con amortiguación de costal (BSRD), desarrollado y patentado en nuestro hospital.

En el BSRD, los pacientes se sientan perpendicularmente a la mesa de TC sobre una plataforma giratoria que fija la sínfisis y los trocánteres. Las piernas se elevan y la plataforma gira hasta bloquearse en la dirección de avance de la mesa. Los pacientes se apoyan en una superficie en V truncada que deja expuestos los procesos espinosos, descargando el peso sobre la musculatura paravertebral (figura1). Esta disposición reduce la incertidumbre geométrica principal asociada a los desplazamientos antiálgicos de las pacientes de mama. Posteriormente, se coloca un molde termoplástico con cinturón de compresión desde el surco submamario hasta el final del arco costal, evitando movimientos costales involuntarios. En la mama, se marcan cinco referencias con BBs, alineadas con los láseres sagitales y axiales del arco estereotáctico.



La definición de volúmenes se realiza con slowCT y HRCT, permitiendo contornos automáticos basados en histogramas de valores Hounsfield. Se obtiene un 4DCT con adquisición dinámica sin desplazamiento de mesa para analizar el movimiento tumoral. La planificación se realizó en Pinnacle utilizando margen negativo para un tratamiento 4π con 15 haces, asegurando alta conformación al objetivo y minimizando la dosis en órganos de riesgo. Se trataron tumores malignos de mama <40 mm en una sola fracción de 24Gy. Las tolerancias para los órganos de riesgo son: pulmón MLD<3.6Gy, corazón V2.8Gy<10%, pared costal D20cc<16.3Gy, piel(5mm) D1cc<16Gy y mama MBD<9Gy.

La posición de las pacientes se evaluó mediante CBCT

RESULTADOS

Las desviaciones de la posición del objetivo fueron inferiores a 2,2 mm. La dosis media al GTV y PTV fue de 27.2 Gy y 24.15Gy, respectivamente y repetando siempre recomendaciones ICRU, con control tumoral y sin toxicidad.

CONCLUSIÓN

Hemos implementado un procedimiento de alta precisión geométrica y dosimétrica que permite reducir márgenes de PTV y mejorar la calidad del plan, haciendo que la SBRT de mama sea segura y eficaz. Se están realizando estudios prospectivos adicionales.

DESARROLLO DE UN SOFTWARE PARA LA AUTOMATIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON VMAT

Benito Bejarano, M. Á. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Sáez Beltrán, F. (1)
(1) Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL), Zamora (ES)

INTRODUCCIÓN

En los últimos años han surgido nuevas técnicas en el tratamiento radioterápico del cáncer de mama como la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), que permite mejoras tanto en la homogeneidad de la dosis como en la preservación de los órganos de riesgo. La complejidad de esta técnica aumenta el volumen de trabajo en la planificación y el riesgo de infradosificación de la zona externa de la mama. En este trabajo presentamos un software desarrollado en nuestra institución que permite automatizar gran parte del proceso.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han programado dos scripts en C# utilizando la Eclipse Scripting API (ESAPI, Varian Medical Systems), que se integran en forma de plugin en nuestro sistema de planificación (Eclipse, Varian Medical Systems). El primero genera de forma automática las estructuras auxiliares necesarias para la optimización, consistentes en volúmenes objetivo de planificación concéntricos alrededor de la zona de sobreimpresión para maximizar la conformación. Estas estructuras de optimización se crean con un margen añadido de 1.5 cm por fuera del contorno externo “skin flash” (fig. 1), para evitar la infradosificación cerca de la piel. El segundo script introduce una plantilla con cuatro arcos, situando el isocentro de forma que se eviten colisiones con la mesa y el brazo de la paciente (fig. 2). La posición del codo se calcula mediante una proyección del segmento de húmero visible en la imagen. También se optimizan automáticamente otros parámetros como el giro de colimador y la conformación de las mandíbulas para maximizar la cobertura de los objetivos, así como la protección de pulmones y corazón. Para la optimización del plan se añade un bolus virtual de 2 cm sobre la piel del paciente para forzar la creación del “skin flash” en la secuencia de aperturas MLC. Dicho bolus se retirará para el cálculo final.

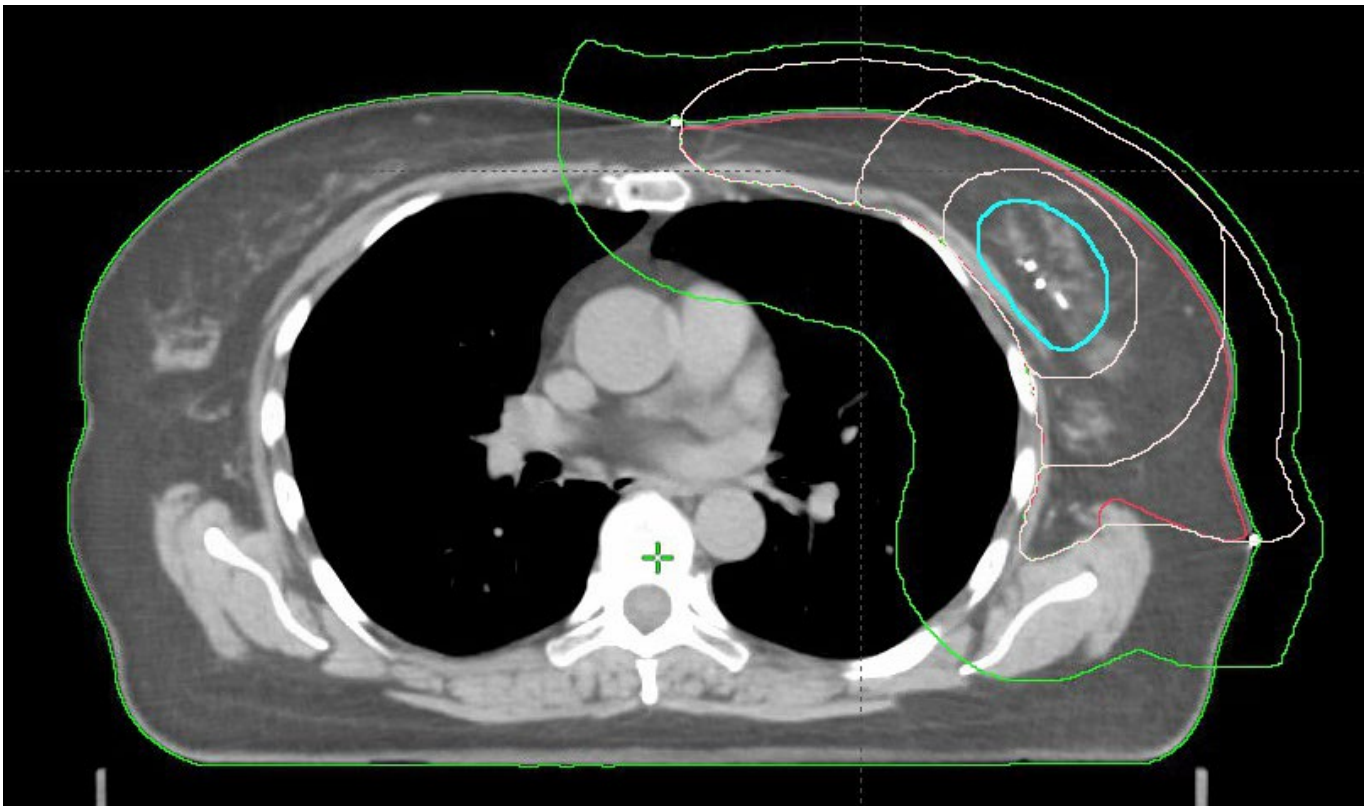


FIGURA 1: A partir los volúmenes objetivo de la mama (rojo) y sobreimpresión (azul) se generan los contornos auxiliares de optimización y control de puntos calientes (blanco y verde respectivamente) concéntricos y con un margen por fuera de la piel.

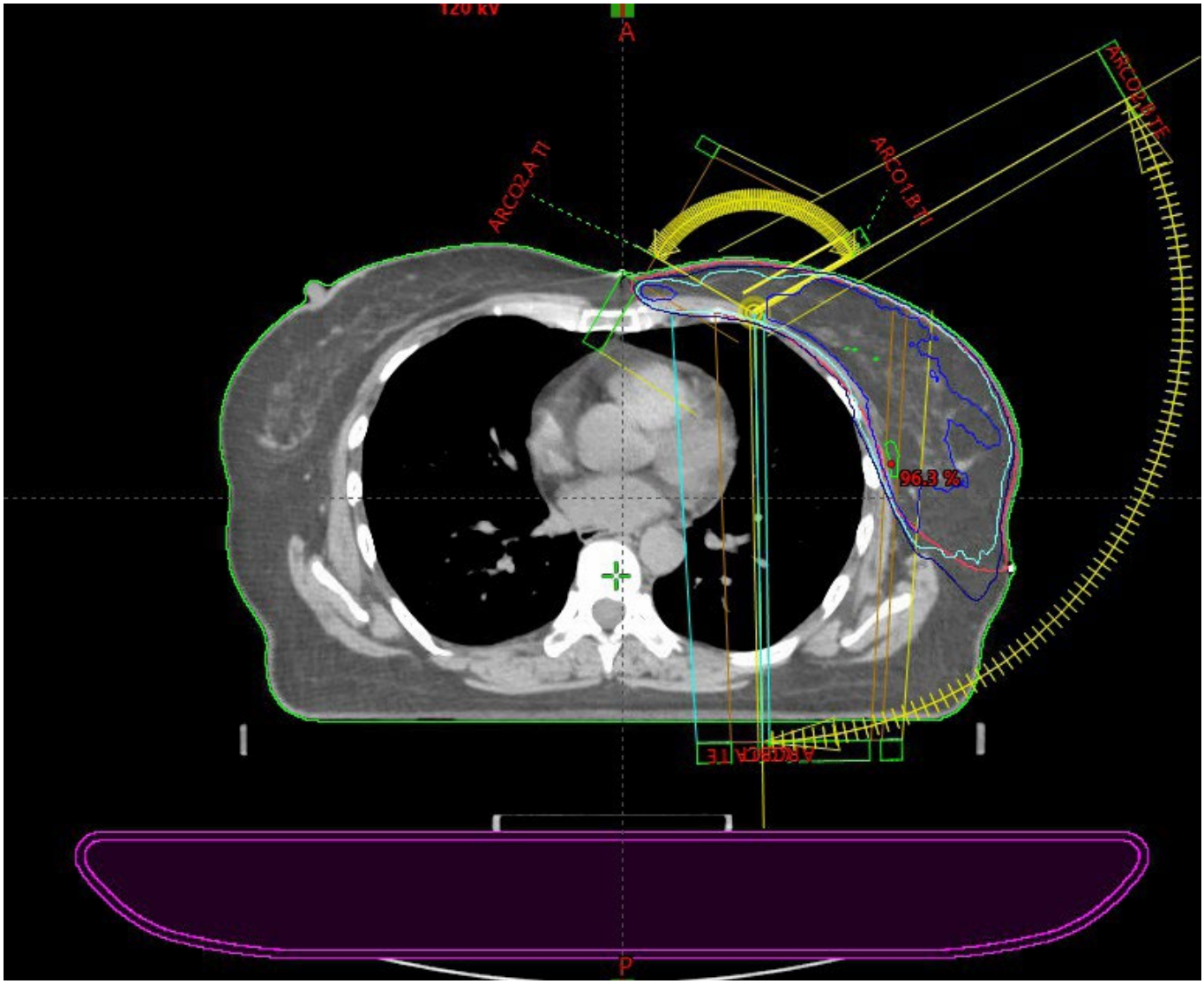


FIGURA 2: Plantilla de cuatro arcos introducida de forma automática y optimizada por nuestro software.

RESULTADOS

El sistema se ha aplicado a 43 pacientes desde marzo de 2024 hasta la fecha. El uso de este ha permitido una reducción estimada de 90 minutos en el tiempo de planificación. En más del 50% de los casos las estructuras y los campos generados automáticamente no han necesitado ninguna corrección o a lo sumo mínimas modificaciones por parte del usuario.

DISCUSIÓN

Con nuestro software, la generación de planes de mama con VMAT se realiza de forma más ágil y eficiente, integrando herramientas que no estaban disponibles en el sistema de planificación originalmente. Además, la automatización del proceso reduce el riesgo de errores humanos.

CONCLUSIONES

El software presentado permite acortar el tiempo de planificación y reducir la carga de trabajo en la planificación de tratamientos de cáncer de mama con la técnica VMAT.

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN MANIQUÍ TORÁCICO PARA CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA CRAD EN TRATAMIENTOS DE GATING

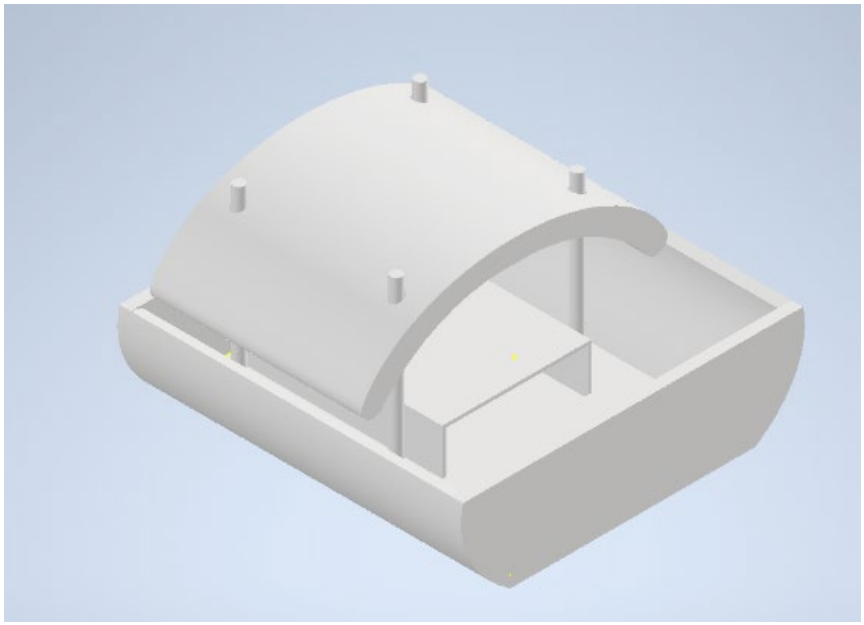
Gonzalez Rodriguez, A. (1); Sanchez Casi, M. (2); González González, T. (2); Castillo Peña, P. (2)
(1) HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET, ZARAGOZA; (2) Hospital Universitario Miguel Servet

OBJETIVO

El objetivo fue el diseño y la fabricación de un maniquí respiratorio torácico para evaluar la precisión del sistema SGRT, CRAD en tratamientos con control respiratorio. Se buscó replicar patrones de respiración en pruebas de calidad y verificar su integración en los sistemas Catalyst HD y Sentinel.

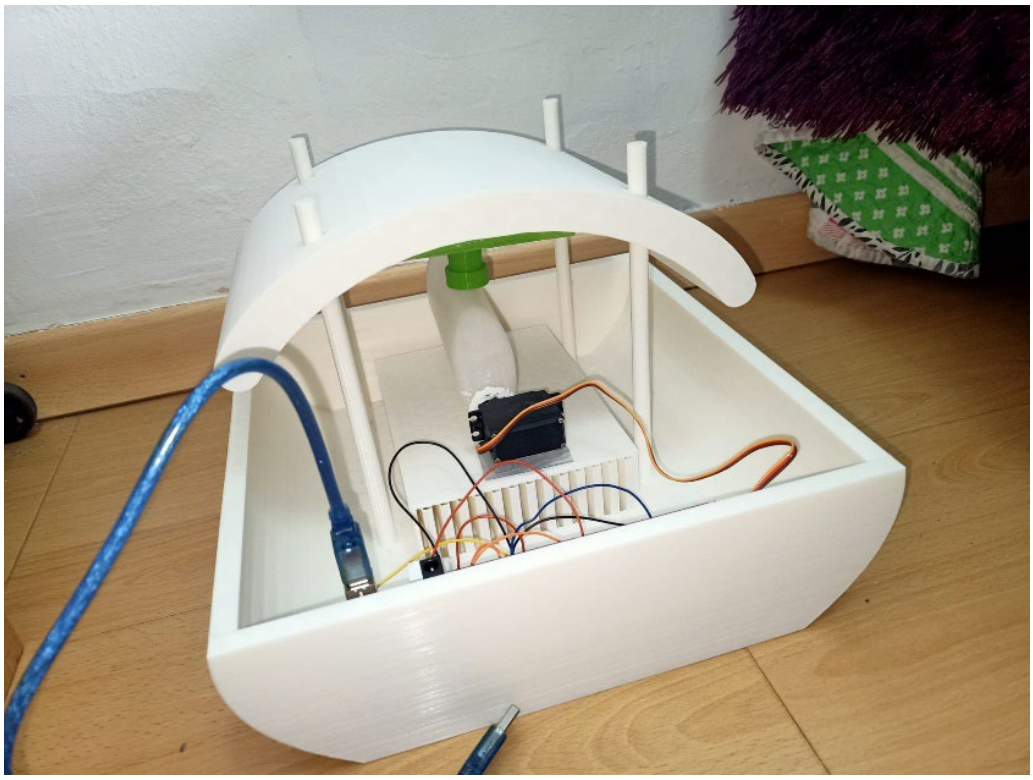
MATERIAL Y MÉTODOS

Se definieron los requisitos técnicos del maniquí, incluyendo dimensiones anatómicas y mecanismos de simulación respiratoria. Se modelaron piezas con Autodesk Inventor y se imprimieron en 3D. Para la simulación del movimiento, se utilizó un servomotor MG996R controlado por Arduino. Se programaron cuatro patrones respiratorios: respiración libre (12 y 20 respiraciones por minuto), inspiración forzada (DIBH) y un patrón escalonado. Finalmente se realizaron pruebas con el sistema SGRT Sentinel.



RESULTADOS

El maniquí fabricado replicó con éxito los patrones respiratorios establecidos, logrando una amplitud de desplazamiento de 2.5 cm y frecuencias respiratorias de 12 y 20 ciclos por minuto. Las pruebas realizadas con el sistema Sentinel confirmaron que el movimiento del maniquí era detectado correctamente, permitiendo la identificación de la línea base y la ventana de DIBH. Además, el sistema SGRT representó fielmente las variaciones respiratorias del maniquí, validando su capacidad para reproducir condiciones similares a las de un paciente real en tratamientos radioterápicos.



DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El diseño y fabricación del maniquí demostraron su viabilidad como herramienta para pruebas de control de calidad en SGRT. Su estructura modular y de bajo costo ofrece una alternativa funcional a los modelos comerciales. La validación con SGRT confirmó su capacidad para reproducir distintos patrones respiratorios con alta fidelidad. Como mejora futura, se plantea optimizar el sistema de transmisión del movimiento para incrementar la estabilidad y explorar materiales más avanzados para aumentar la durabilidad del modelo así como mejorar la electrónica y los patrones respiratorios diseñados.

DESARROLLO DE DISPOSITIVOS DE INMOVILIZACIÓN BASADOS EN FABRICACIÓN ADITIVA PARA RADIOTERAPIA DE EXTREMIDADES: IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA

Castro Tejero, P. (1); Hernández González, D. (2); Muñoz Torrijos, M. Á. (3); Izquierdo Rodríguez, C. (3); Roch González, M. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Murillo González, M. T. (1)

(1) Hospital Universitario de la Princesa; (2) Hospital Nuestra Señora de Sonsoles Ávila; (3) Asociación Hullproject–Impresión 3D Biomédica

INTRODUCCIÓN

El objetivo de la inmovilización en radioterapia es mantener estable y reproducible la posición del paciente y la región afectada durante cada sesión de tratamiento. En localizaciones tales como extremidades esto puede suponer un reto adicional dada la anatomía y movilidad de la región. El presente trabajo propone el desarrollo de inmovilizadores de radioterapia en extremidades completamente personalizados basados en un diseño innovador orientado a la fabricación aditiva. Se presentan los dos primeros casos clínicos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se trata de un estudio prospectivo que se enmarca dentro de un proyecto de investigación aprobado por el CEIm local y financiado por la SEFM. Se seleccionaron dos pacientes con osteoartritis erosiva, uno en mano derecha y otro en ambas manos además de rizartrosis bilateral. La dosis prescrita fue de 3Gy a impartir en 6 sesiones.

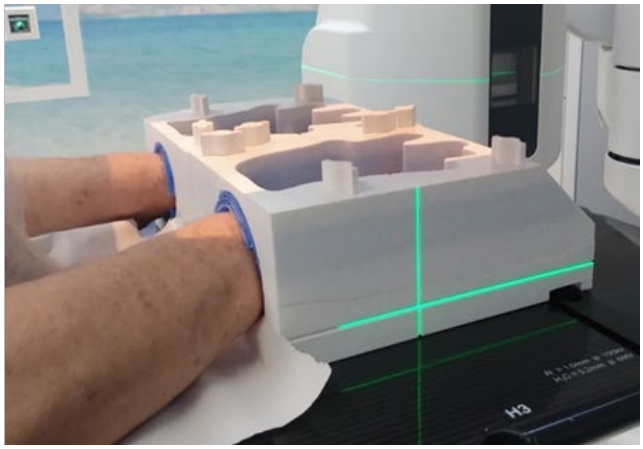
El estudio tuvo una etapa preliminar de prueba de concepto a partir de biomodelos generados mediante impresión 3D, que incluyó análisis dosimétrico de materiales, sistemas de anclaje, indexación y elementos auxiliares. El proceso de diseño personalizó, a partir de la imagen TC de simulación, la inmovilización para cada paciente e integró el bolus de tratamiento en la propia estructura del inmovilizador. Esta se fabricó con la impresora de tecnología FDM BambuLab P1S en material PLA, y para el bolus se utilizó una silicona de platino de grado FDA. El tratamiento se impartió con el inmovilizador estándar (cojín Moldcare) en las sesiones impares y con la nueva inmovilización en las pares. Previo al tratamiento se adquirieron imágenes CBCT que se registraron con la imagen TC de referencia mediante desplazamientos y rotaciones de mesa.

También se midieron los tiempos de tratamiento desde la colocación del paciente en la mesa hasta la administración del último campo.

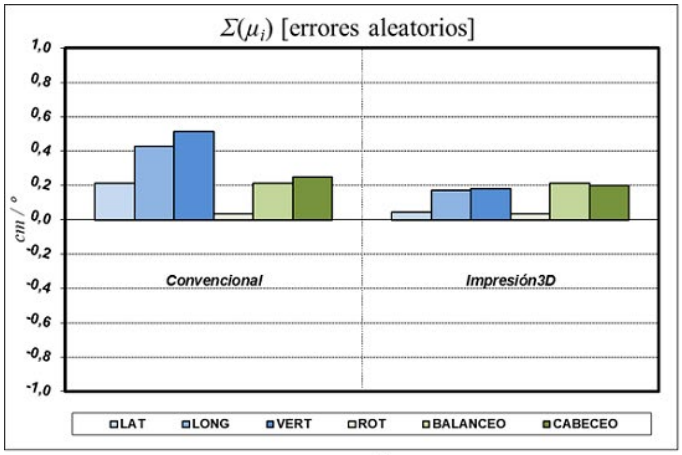
RESULTADOS

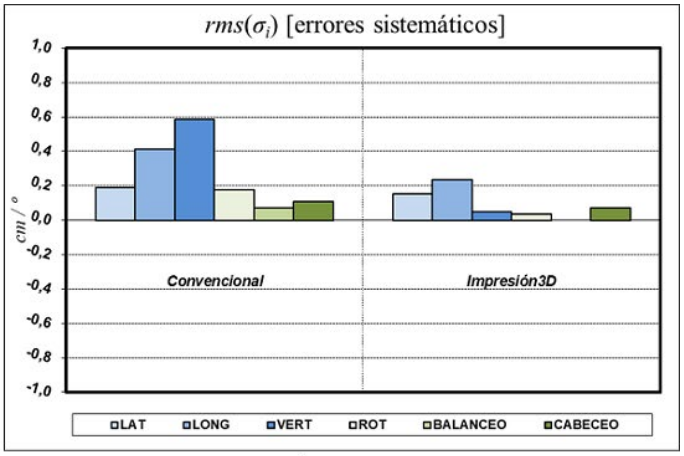
en la figura 1 se muestra el nuevo dispositivo sin acoplar (izquierda) e inmovilizando la zona de tratamiento (derecha) para el segundo paciente.

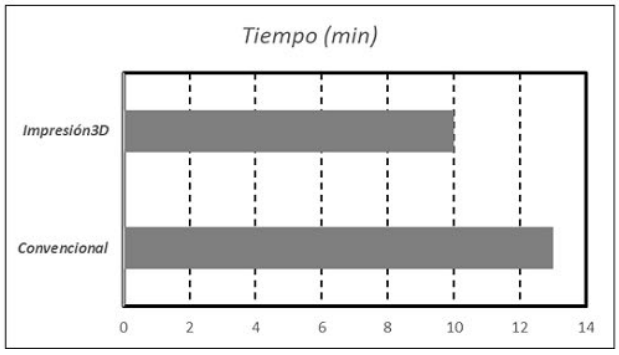




En la figura 2 se muestran las diferencias de posicionamiento (errores sistemáticos, aleatorios y tiempos) de las dos estrategias de inmovilización.







DISCUSIÓN

La literatura científica muestra la complejidad para alcanzar un cierto nivel de precisión en la inmovilización de extremidades en radioterapia. El presente trabajo muestra una aproximación completamente transformadora a dicha problemática, proponiendo

un diseño personalizado orientado a impresión 3D. Además, la integración del bolus personalizado en el propio dispositivo de inmovilización representa una innovación significativa que redunda en la precisión en la administración del tratamiento y mejora el confort del paciente. Se ha demostrado la viabilidad técnica del diseño, así como unos resultados iniciales prometedores para los dos primeros pacientes, que mejoran la exactitud y reproducibilidad y optimizan el flujo de trabajo, aunque es necesario ampliar la muestra para conseguir una validación clínica significativa. La aproximación propuesta abre nuevas posibilidades en la estandarización de procedimientos para radioterapia de extremidades, ámbito particularmente necesitado de guías o recomendaciones específicas.

CONCLUSIONES

la inmovilización de extremidades mediante el diseño específico y completamente personalizado aportado por la fabricación aditiva, puede suponer un avance en la precisión de los tratamientos de radioterapia.

DISEÑO DE UNA MÉTRICA COMPARATIVA PARA EVALUAR DIFERENCIAS EN PLANES DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA Y VALIDACIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE FLUENCIAS

Tenllado Baena, E. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Vicente Bernal, R. (1); Escobar Corominas, I. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); García Repiso, S. (1); Sánchez Ruipérez, J. (2); Martín Rincón, C. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

El acelerador Ethos (Varian) se caracteriza por poder realizar radioterapia adaptativa online. Las métricas de complejidad habituales son sensibles a deformaciones del PTV, pero en un plan adaptado, al ajustarse a estos cambios, no son eficientes. Se ha desarrollado y validado una métrica comparativa, D_m, para evaluar las diferencias que quedan entre un plan adaptado y su referencia tras eliminar cambios de forma de los campos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Dados dos planes (*ref* y *adpt*) de IMRT *sliding windows* con mismos ángulos de gantry y colimador, se divide cada campo en un número de puntos temporales $N_{t,beam}$ igual para ambos. Para cada par de láminas l de cada MLC (distal y proximal), su intervalo activo ($AI_{MLC;l,beam,/ref,adpt/}$) serán los puntos con apertura no nula, y $AI_{MLC;l,beam} = AI_{MLC;l,beam,ref}/cup AI_{MLC;l,beam,adpt}$. Los pares activos ($AL_{MLC;beam,/ref,adpt/}$) serán aquellos con al menos un punto activo.

Para eliminar cambios de posición y forma de PTV, se centran los intervalos $AL_{MLC;beam,/ref,adpt/}$, se define $AL_{MLC;beam} = AL_{MLC;beam,ref}/capAL_{MLC;beam,adpt}$ y se normalizan las posiciones activas de lámina al intervalo [0,1].

Si una lámina tiene posición normalizada P, identificando cada banco como *left* o *right*, la métrica de un campo se define como:

$$D_{m_{beam}}/(ref, adpt) = 100/frac/sum_{MLC/in/pras,dist/}/sum_{t/inAL_{MLC;l,beam}}/sum_{t/inAI_{MLC;l,beam}}/(\lvert p_{MLC;t,l,left,beam,adpt} - p_{MLC;t,l,left,beam,ref}\rvert + \lvert p_{MLC;t,l,right,beam,adpt} - p_{MLC;t,l,right,beam,ref}\rvert)2/sum_{MLC/in/pras,dist/}/sum_{t/inAL_{MLC;beam}}/sum_{t/inAI_{MLC;l,beam}}1$$

Y la métrica combinada, ponderando por las unidades de monitor del plan *adpt*:

$$D_m/(ref, adpt) = /frac/sum_{beam} D_{m_{beam}}/(ref, adpt)/cdot MU_{beam,adpt}/sum_{beam} MU_{beam,adpt}$$

Para validarla, se han generado planes artificiales partiendo de 4 pacientes de próstata sin cadenas, añadiendo ruido gaussiano al MLC con desviaciones estándar de 0.1 mm a 20 mm: 520 planes y 5460 campos en total. Se ha calculado $D_{m,beam}/(ref, artf)$ y se han deformado los campos a una forma representativa de la patología para calcular la matriz $/gamma/(3\%, 2mm)_{10\%,global}$ de las fluencias teóricas, previamente normalizadas, usando *pymedphys* (Python). Se ha representado $D_{m,beam}$ frente al porcentaje de puntos con $/gamma/(3\%, 2mm)_{10\%,global}/le1$ (GPR) y al valor medio de $/gamma/(3\%, 2mm)_{10\%,global}$ ($/gamma_{mean}$). También se ha validado con las sesiones adaptadas de los 4 pacientes (831 campos), comparando además tiempos de cálculo de D_m y $/gamma/(3\%, 2mm)_{10\%,global}$. La FIGURA 1 muestra un ejemplo real de alteraciones de campos (arriba: para D_m; abajo-dcha: para $/gamma/(3\%, 2mm)_{10\%,global}$).

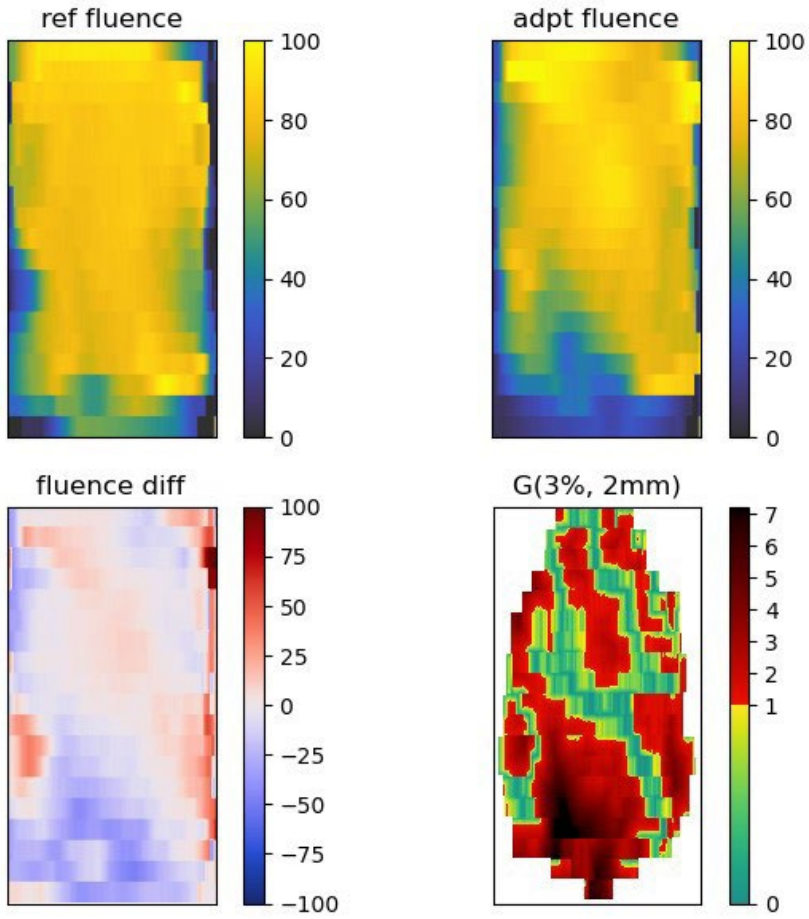


FIGURA 1. Fluencias ejemplo de modificaciones de campos

RESULTADOS

Se aprecia una fuerte correlación de D_m con GPR (FIGURA 2) y con $/gamma_{mean}$, consistente con los resultados de pacientes reales. El tiempo de cálculo de D_m es menor que el de $/gamma/(3\%, 2mm)_{10\%,global}$ en un factor 16.6.

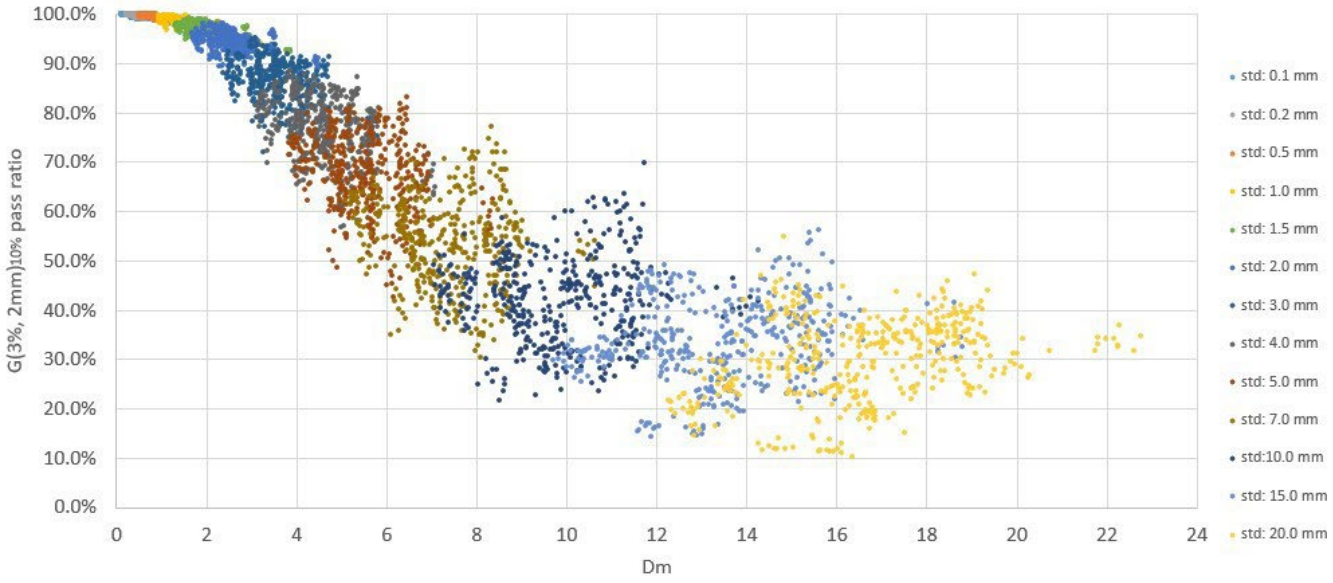


FIGURA 2.

DISCUSIÓN

La métrica puede tomar valores entre 0 y 100. Aproximando cada par de láminas a una rendija móvil, se puede relacionar directamente con cambios de dosis.

Preliminarmente, $D_m < 2$ implica $GPR > 90\%$, límite de acción del TG218 de la AAPM.

La rapidez de cálculo de D_m le puede permitir incorporarse con un cierto peso en la función de coste de optimizadores de adaptativa para controlar cambios del plan sin limitar cambios del PTV.

CONCLUSIÓN

Se ha conseguido una métrica útil para radioterapia adaptativa, capaz de cuantificar diferencias en planes sin limitar los cambios imprescindibles que supone el cambio del PTV. Por su rapidez de cálculo se podría usar en soluciones de optimización, así como para reducir tiempos de sesiones de radioterapia adaptativa online.

ANÁLISIS DE LA ROBUSTEZ DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA LATTICE EMPLEANDO DATOS DE MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN

Prado Barragán, A. (1); Zucca Aparicio, D. (2); Martinez Felipe, A. M. (2); De La Casa De Julian, M. A. (2); García Ruiz- Zorrilla, J. (2); Alonso Iracheta, L. (2); Fernández León, P. (2)
(1) HU HM Sanchinarro; (2) HM Sanchinarro

INTRODUCCIÓN

La radioterapia Lattice (LRT) es una modalidad de tratamiento que emplea modulación de intensidad para generar un patrón alterno de picos de altas dosis y valles de bajas dosis. Se estudia la robustez de varios parámetros dosimétricos de LRT frente a cambios en la posición del isocentro basados en la mediana de los desplazamientos intra-fracción (DIF) por arco registrados a través de un sistema de SGRT.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyen 10 pacientes tratados con LRT en sesión única de 18Gy al 50% de cada vértice empleado. Durante el tratamiento se emplearon 4 arcos de VMAT y se monitorizó la posición del paciente mediante el sistema de SGRT Catalyst (CRad). Se modificó la posición del isocentro de cada arco del plan original según la mediana de los DIF obtenidos durante dicho arco. Una vez recalculado el nuevo plan se compararon los D1%, D50% y D99% de cada vértice, VGTV libre de 5Gy, dosis periférica (definida como D99% de Vlattice) y tres definiciones distintas de la ratio de dosis valle-pico: RDVPWu (Wu et al. (2022)), RDVP90/10 (Borzov et al. (2022)) y RDVPmedian (Prado et al. (2024)). Se calculan medianas y rango intercuartílico (RIQ) de los módulos del vector desplazamiento, así como las diferencias entre los planes originales y modificados asociadas a los parámetros dosimétricos evaluados, así como sus medianas. La significación estadística se evaluó empleando un test U de Mann-Whitney.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos para los módulos del vector desplazamiento aplicados por arco y por paciente se recogen en la tabla 1. Los resultados de los parámetros dosimétricos y las diferencias entre el plan original y el modificado se muestran en la tabla 2. Los valores p asociados a todas las comparaciones son mayores a 0.49.

	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Paciente 5	Paciente 6	Paciente 7	Paciente 8	Paciente 9	Paciente 10
Arco 1 (mm)	1,6 [1,1-2,2]	1,3 [0,8-1,7]	0,5 [0,2-0,5]	1,5 [1,1-1,9]	0,6 [0,3-0,8]	2,0 [1,2-2,8]	0,9 [0,8-1,2]	0,5 [0,3-0,8]	0,9 [0,8-1,2]	1,1 [0,7-1,7]
Arco 2 (mm)	1,4 [1,0-1,9]	1,4 [0,7-2,1]	0,5 [0,3-0,6]	1,1 [0,5-1,5]	1,6 [1,2-2,1]	1,6 [1,1-2,0]	0,6 [0,4-0,8]	1,5 [1-2,1,0]	0,7 [0,4-0,8]	0,7 [0,5-0,9]
Arco 3 (mm)	1,3 [1,1-1,5]	1,5 [1,1-1,9]	0,5 [0,3-0,5]	0,9 [0,6-1,0]	1,6 [0,7-2,2]	1,8 [1,1-2,3]	0,3 [0,4-0,8]	1,6 [0,8-2,2]	0,3 [0,2-0,5]	0,5 [0,2-0,8]
Arco 4 (mm)	1,5 [1,2-1,8]	1,3 [0,7-1,7]	0,4 [0,2-0,6]	4,0 [3,6-4,2]	1,5 [1,3-1,9]	1,0 [0,7-1,3]	0,9 [0,6-2,2]	1,7 [1,5-1,9]	0,8 [0,4-1,8]	1,2 [0,8-1,6]

TABLA 1: Mediana y RIQ del módulo del vector desplazamiento obtenido por el sistema de SGRT durante cada uno de los arcos de tratamiento.

		$D_{99\%}$ (Gy)	$D_{1\%}$ (Gy)	$D_{50\%}$ (Gy)	$V_{libre\ 5Gy}/V_{GTV}$ (%)	Dosis periférica (Gy)	VPDR mediana	$VPDR_{Wu}$	$VPDR_{90/10}$
Paciente 1	Original	10,04 [8,84-10,31]	24,25 [23,67-24,57]	18,27 [17,97-18,46]	67,84	0,48	0,33 [0,22-0,36]	0,11	0,18
	Modificado	10,28 [9,49-12,03]	24,36 [23,95-24,82]	18,49 [18,33-18,89]	62,46	0,51	0,28 [0,22-0,36]	0,11	0,19
	Diferencia	-2,4%	-0,5%	-1,2%	7,9%	-6,3%	15,2%	0,0%	-1,4%
Paciente 2	Original	12,03 [11,83-12,62]	25,45 [25,05-25,68]	18,32 [18,16-18,45]	54,15	2,45	0,24 [0,20-0,32]	0,15	0,26
	Modificado	12,43 [11,98-13,14]	26,00 [25,74-26,22]	18,96 [18,66-19,12]	46,33	2,84	0,25 [0,23-0,33]	0,17	0,27
	Diferencia	-3,4%	-2,2%	-3,5%	14,4%	-15,9%	-4,2%	-13,7%	-6,5%
Paciente 3	Original	11,35 [11,06-11,95]	24,03 [23,50-24,78]	18,37 [18,30-18,64]	31,00	2,59	0,30 [0,25-0,33]	0,17	0,28
	Modificado	11,43 [11,12-11,85]	24,08 [23,47-24,80]	18,45 [18,19-18,66]	30,32	2,60	0,26 [0,21-0,34]	0,18	0,28
	Diferencia	-0,7%	-0,2%	-0,4%	2,2%	-0,4%	13,7%	-7,7%	0,4%
Paciente 4	Original	10,50 [9,06-12,08]	25,21 [24,47-25,52]	18,3 [18,15-18,37]	37,64	3,68	0,25 [0,22-0,33]	0,28	0,35
	Modificado	10,43 [9,66-11,63]	24,54 [23,63-24,99]	17,92 [17,71-17,96]	37,81	3,65	0,27 [0,23-0,35]	0,22	0,35
	Diferencia	0,7%	2,7%	2,1%	-0,4%	0,8%	-6,5%	21,6%	0,0%
Paciente 5	Original	10,33 [9,92-11,03]	26,12 [24,99-27,24]	18,69 [18,35-18,77]	9,86	3,47	0,28 [0,24-0,35]	0,20	0,34
	Modificado	9,97 [9,34-10,88]	26,06 [24,96-27,33]	18,42 [17,99-18,93]	9,85	3,45	0,27 [0,24-0,32]	0,20	0,34
	Diferencia	3,5%	0,2%	1,4%	0,1%	0,6%	2,5%	-1,9%	-0,4%
Paciente 6	Original	12,17 [11,95-12,87]	25,34 [24,52-25,96]	18,46 [18,18-18,60]	37,44	3,66	0,31 [0,26-0,34]	0,23	0,35
	Modificado	12,02 [11,81-12,36]	24,92 [24,53-25,13]	18,28 [18,12-18,56]	37,45	3,75	0,30 [0,25-0,34]	0,23	0,38
	Diferencia	1,2%	1,7%	1,0%	0,0%	-2,5%	2,4%	-1,7%	-8,2%
Paciente 7	Original	13,71 [12,74-13,21]	26,11 [25,95-26,34]	19,09 [18,85-19,24]	49,80	2,55	0,28 [0,21-0,30]	0,18	0,31
	Modificado	12,65 [12,65-12,86]	26,18 [25,93-26,95]	19,04 [18,90-19,18]	49,81	2,59	0,28 [0,20-0,30]	0,18	0,31
	Diferencia	7,7%	-0,3%	0,3%	0,0%	-1,6%	-0,9%	-0,3%	-0,5%
Paciente 8	Original	11,45 [10,96-11,71]	24,63 [24,05-25,14]	18,44 [18,29-18,73]	65,20	1,60	0,22 [0,19-0,26]	0,14	0,36
	Modificado	12,37 [11,90-12,82]	25,29 [24,65-25,79]	19,46 [19,22-19,66]	65,20	1,89	0,24 [0,22-0,29]	0,17	0,38
	Diferencia	-8,0%	-2,7%	-5,6%	0,0%	-18,1%	-9,1%	-16,8%	-4,3%
Paciente 9	Original	10,80 [9,77-11,84]	25,14 [24,76-25,76]	18,53 [18,38-18,72]	32,90	3,71	0,28 [0,24-0,34]	0,23	0,42
	Modificado	10,58 [9,98-11,44]	25,11 [24,59-25,57]	18,38 [18,14-18,65]	32,80	3,72	0,28 [0,24-0,34]	0,23	0,42
	Diferencia	2,1%	0,1%	0,8%	0,3%	-0,3%	-0,9%	0,2%	0,0%
Paciente 10	Original	11,38	25,14	18,50	42,87	2,69	0,28 [0,23-0,32]	0,19	0,32
	Modificado	11,35	25,17	18,60	41,34	2,90	0,27 [0,24-0,29]	0,19	0,32
	Diferencia	0,1%	-0,1%	-0,6%	2,7%	-4,8%	1,4%	-2,2%	-2,3%

TABLA 2: Mediana y RIQ de D1%, D50% y D99% de los vértices empleados por paciente, dosis periférica y porcentaje del GTV libre de 5Gy.

DISCUSIÓN

La mediana del módulo del vector desplazamiento por arco obtenido es inferior a 2mm en todos los pacientes evaluados. Los parámetros D1%, D50% y D99% son relativamente robustos, ya que las medianas de las diferencias son menores a 0.5%, no superando una diferencia aislada el 3.5% en la mayoría de los casos. En cuanto a las diferencias en VGTVlibre5Gy y dosis periférica, las medianas de las diferencias no superan el 2%, aunque para algunos casos aislados se obtienen diferencias de hasta un 18%. Para las RDVP ocurre algo similar, con medianas de diferencias menores al 2% pero diferencias máximas del 21% para el caso más desfavorable. Las diferencias obtenidas no son significativas.

CONCLUSIONES

Los DIF obtenidos son aceptables para tratamientos LRT, ya que requieren de una alta precisión. Considerando estos DIF, los parámetros analizados muestran robustez, ya que las medianas en las diferencias están por debajo del 2%, si bien existen casos aislados en los que estas diferencias son mayores al 15-20%.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA APLICACIONES CLÍNICAS, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

ESTANDARIZACIÓN DEL FLUJO DE TRABAJO EN CONTROLES DE CALIDAD DE ACELERADORES LINEALES

Segovia Brome, R. M. (1); Muñoz Bruque, Á. (1); Collado Soto, A. (1); Macías Jaén, J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

INTRODUCCIÓN

AllForOne es un software desarrollado para la centralización de los recursos electrónicos del Servicio, el registro de incidencias, la comunicación de avisos y un calendario para guardias y otros eventos.

En lo relativo a compartir recursos, AllForOne permite crear distintas secciones de nombre personalizable (por ejemplo: Dosimetría Física, Medicina Nuclear), dentro de las cuales se pueden crear subsecciones para ordenar los distintos recursos. El número de subsecciones en una sección y sus nombres también son personalizables, por ejemplo: Protocolos, Bibliografía, Apps. Asociados a una subsección se pueden agregar recursos. Un recurso en la aplicación es, en realidad, un acceso directo a un directorio o a un archivo que se encuentra en un directorio compartido de la red del hospital, a la que todos los usuarios de la aplicación tienen acceso desde sus ordenadores.

AllForOne también cuenta con un registro manual de incidencias, en la que los usuarios pueden registrar fallos o errores en los distintos elementos de los aceleradores u otras máquinas (SPECT, PET), incluyendo archivos adjuntos como fotografías que ayuden a entender el caso y cómo solucionaron la incidencia.

La plataforma AllForOne se ha utilizado para la estandarización del flujo de trabajo en los controles de calidad de los aceleradores lineales. Además de esta plataforma, se cuenta con una serie de programas propios que automatizan la gestión y el análisis de las imágenes obtenidas en el control de calidad. Todos estos programas se centralizan en la plataforma, accesible desde cualquier ordenador con una cuenta del Servicio (adjuntos, residentes y técnicos), junto con el protocolo en el que se explica cómo realizar cada prueba y qué software concreto emplear para el análisis.

Los programas de análisis, desarrollados por separado, incluyen: descarga de imágenes desde un PACS, renombradas y clasificadas en carpetas automáticamente según el estudio; estrellas de radiación; posicionamiento de mordazas y bandejas; maniquí CATPHAN503, y otros. Los resultados se envían al software gratuito QATrack+. Finalmente, un último programa propio accede a su base de datos y genera un informe-resumen del control realizado.

MATERIAL Y MÉTODOS

Desarrollado en Python 3.12 y probado en Windows 10 y Windows 11.

RESULTADOS

Se presenta una captura de la pantalla principal del AllForOne:

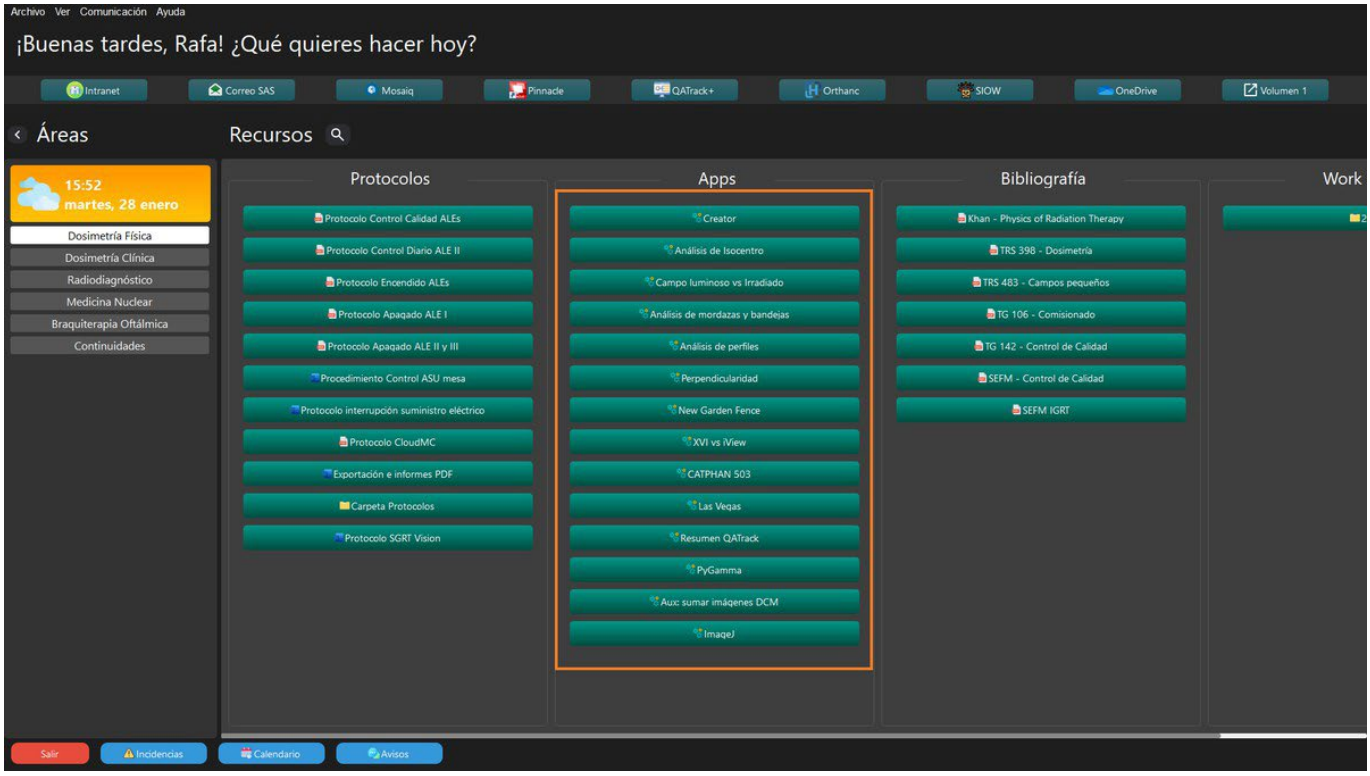


FIGURA 1. Captura de pantalla de AllForOne. Resaltado en naranja el panel de aplicaciones, ordenadas de acuerdo con las pruebas que se van realizando.

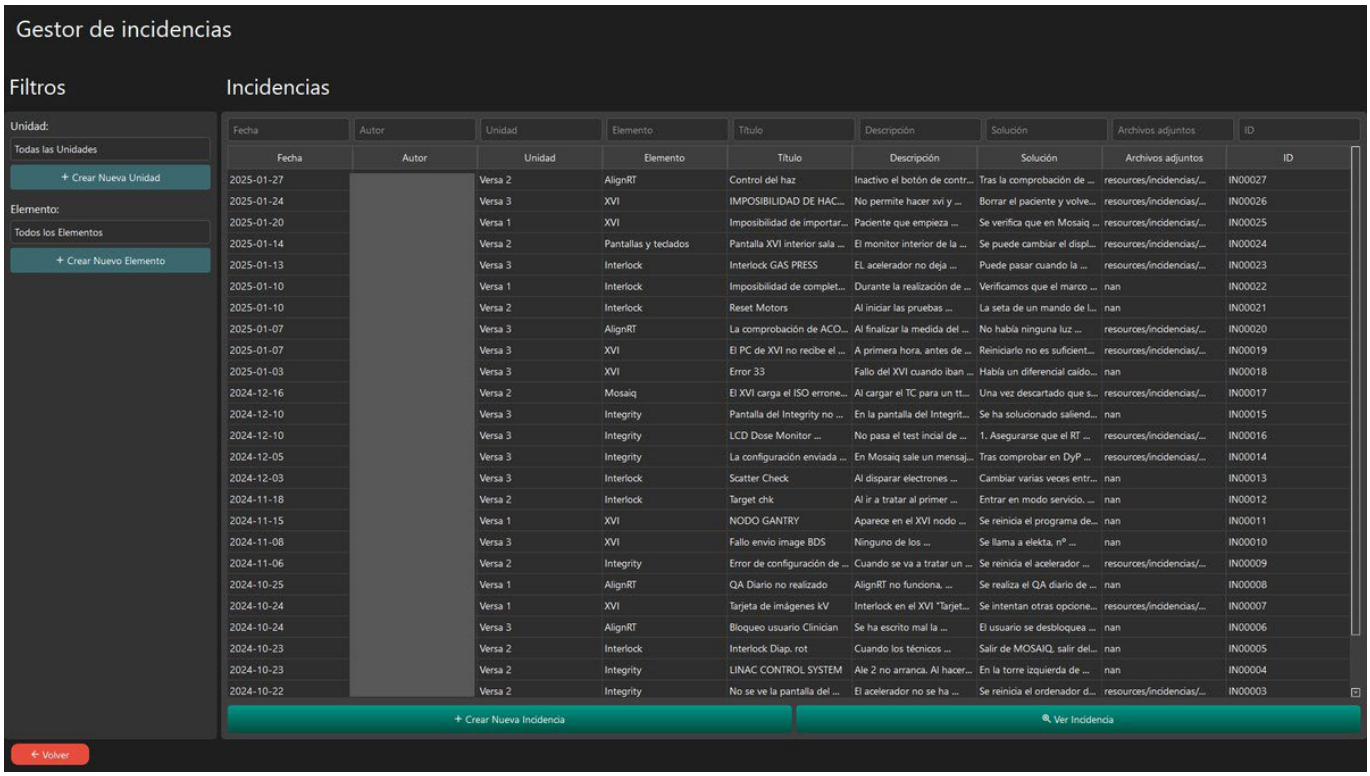


FIGURA 2. Captura de pantalla del registro de incidencias del AllForOne, editada para ocultar los nombres.

CONCLUSIONES

AllForOne actúa como una plataforma para facilitar el acceso a los recursos más relevantes del Servicio. Junto al documento del protocolo y las aplicaciones específicas de análisis, constituyen el método de estandarización del control de calidad de los aceleradores lineales. Esto facilita la integración de nuevos trabajadores en el flujo de trabajo y un análisis prácticamente independiente del observador.

Aunque este resumen se enfoca en el control de calidad de aceleradores, la idea es extensible a flujos de otras áreas del Servicio gracias a las posibilidades de personalización.

ESTIMACIÓN DEL RIESGO DERIVADO DE LA DOSIS ABSORBIDA ASOCIADA AL KV-CBCT EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON RADIOTERAPIA EXTERNA

Pié-Padró, S. (1); Navarro-Palomas, P. (1); Riera-Pons, M. (1); Sánchez-Artuñedo, D. (1)
(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron

INTRODUCCIÓN

En los aceleradores Halcyon (Varian Medical Systems) la adquisición de imagen para verificar el posicionamiento del paciente es obligatoria antes de administrar el tratamiento, siendo el kV-CBCT una de las modalidades disponibles.

La exposición a radiaciones ionizantes comporta riesgos para la salud de la población. Por tanto, es necesario mantener la dosis asociada al kV-CBCT a niveles tan bajos como sea razonablemente posible.

El objetivo de este trabajo es calcular las dosis absorbidas asociadas al kV-CBCT, teniendo en cuenta el protocolo de adquisición, y su impacto en el riesgo de cáncer sólido en tratamientos de cáncer en mama con radioterapia externa.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron retrospectivamente los tratamientos de mama de 14 meses en un acelerador Halcyon 2.0, incluyendo tratamientos ultrahipofraccionados (26 Gy en 5 fracciones) y tratamientos hipofraccionados (40.5/48 Gy en 15 fracciones). Se utilizó el kV-CBCT

como modalidad de imagen pretratamiento, seleccionando los protocolos por defecto de Halcyon: mama ($CTDI_{vol}$=0.98 mGy) o tórax ($CTDI_{vol}$=5.98 mGy).

Mediante un script (MATLAB R2023b) se combinaron los datos de los archivos estructurados de dosis generados en cada adquisición de imagen, juntamente con los datos demográficos de cada paciente y la prescripción del tratamiento.

Con el software imPACT v.1.0.4 se calculó la dosis absorbida asociada al kV-CBCT en la mama, el pulmón y el esófago. Multiplicando la dosis absorbida de cada órgano por el número total de imágenes adquiridas, se determinó la dosis absorbida total asociada al tratamiento.

Finalmente, siguiendo la metodología descrita en la ICRP Publication 152, se calculó el riesgo de cáncer sólido radioinducido.

RESULTADOS

Se analizaron un total de 198 tratamientos de mama (2180 fracciones). El protocolo seleccionado fue el de tórax en el 94% de las fracciones.

La tabla muestra, para los dos fraccionamientos estudiados, el número de tratamientos, la edad media de las pacientes y los parámetros del análisis de las imágenes kV-CBCT.

Tabla. Datos demográficos e información del CBCT en ambos fraccionamientos.

	15 fracciones	5 fracciones
Número tratamientos	119	79
Edad media	54.8 ± 12.0 años	73.4 ± 8.0 años
Número kV-CBCTs por tratamiento	16.5 ± 1.9	5.5 ± 0.9
Tratamientos con repetición de kV-CBCT	56 %	65 %
Dosis total kV-CBCT por paciente	90.5 ± 26.5 mGy	28.6 ± 11.2 mGy
Dosis kV-CBCT / Dosis de prescripción	(0.21 ± 0.07) %	(0.11 ± 0.04) %

La figura muestra el riesgo de cáncer sólido radioinducido en la mama asociado a la adquisición de kV-CBCT en función de la edad de las pacientes, según fraccionamiento y protocolo de adquisición. Se evidencia un mayor riesgo en pacientes jóvenes al usar el protocolo kV-CBCT tórax, debido a su mayor $CTDI_{vol}$. Se obtuvieron resultados similares para los otros órganos estudiados.

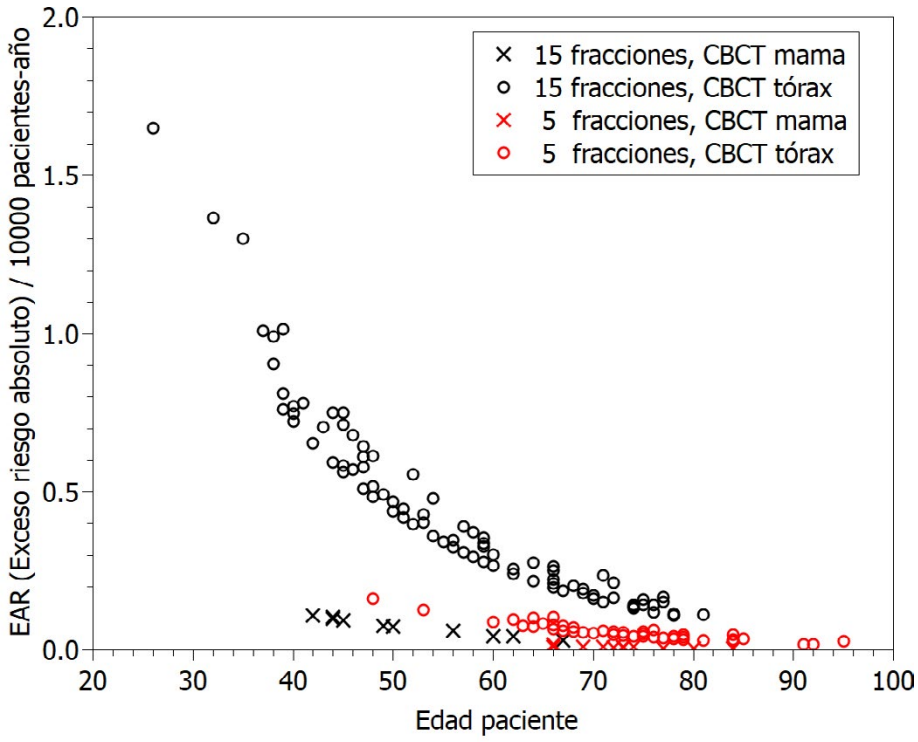


Figura. Riesgo asociado al kV-CBCT de cáncer sólido de mama en función de la edad de la paciente, incluyendo fraccionamiento y protocolo kV-CBCT.

DISCUSIÓN

La principal contribución en la dosis absorbida asociada al kV-CBCT es el número de fracciones del tratamiento, por lo cual el esquema ultrahipofraccionados permite la reducción de dosis asociada a la imagen pretratamiento.

La elección del protocolo de kV-CBCT o el número de imágenes adquiridas tienen un mayor impacto en el exceso de riesgo absoluto de cáncer sólido en pacientes jóvenes. Por este motivo, la elección de un protocolo de bajo valor de $CTDI_{vol}$, como el de mama, permitiría una reducción del riesgo de cáncer sólido.

CONCLUSIONES

La elección del protocolo de kV-CBCT supone un aspecto clave para reducir las dosis asociadas a la adquisición de imagen pretratamiento, siendo especialmente importante en pacientes jóvenes.

EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD TEMPORAL DEL QA DIARIO DE UN EQUIPO DE PROTONTERAPIA UTILIZANDO QATRACK+

Garcia Sanz, A. (1); García Ovejero, J. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Pedrero De Aristizábal, D. (1); Cabello García, J. P. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Antolín San Martín, E. (1); Ramón García, C. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1)
(1) Hospital Clinica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

En el Centro de Protonterapia de la Clínica Universidad de Navarra, hemos implementado QATrack+, un software de código abierto para gestionar y monitorizar el programa control de calidad (QA), incluyendo los controles diarios, mensuales y anuales. Este trabajo evalúa la estabilidad temporal de los parámetros clave del QA diario, y propone tolerancias específicas para cada parámetro basados en el desempeño histórico.

MATERIAL Y MÉTODOS

El QA dosimétrico diario del sincrotrón Hitachi ProBeat-CR con pencil beam scanning se realiza utilizando el maniquí Sphinx, el detector de centelleo Lynx y una cámara de ionización PPC05 (IBA Dosimetry) conectada a un electrómetro (PTW). El maniquí Sphinx incluye cuatro cuñas de RW3 utilizadas para medir parámetros relacionados con la energía (rango, ancho del pico de Bragg y caída distal (DFO)) en las energías 146.4, 197.7, 108.4 y 173.1 MeV, además de otro inserto para alojar la cámara PPC05 que permite medir la constancia de dosis de una de las 16 energías de referencia. También se evalúa la homogeneidad del campo de la energía analizada, y posición (x,y) y tamaño (σ_x, σ_y) de una selección de 19 spots (Figura 1A).

Para la gestión de todo el programa de QA del servicio se ha implementado QATrack+ v3.1.1.3, una aplicación web configurable y de código abierto. Los datos del QA se registran en la plataforma mediante tests específicamente diseñados.

Se recopilaron datos retrospectivos de QA diario durante un periodo de dos años. Se realizó un análisis de control estadístico de procesos con QATrack+, generando líneas de tendencia y gráficos de control para evaluar la estabilidad temporal de los parámetros (Figura 1B). Se calculó la diferencia relativa (Δ) de cada medida diaria respecto al valor de referencia, obteniendo el valor medio y su dispersión, y estableciendo los niveles de tolerancia en ±3σ.

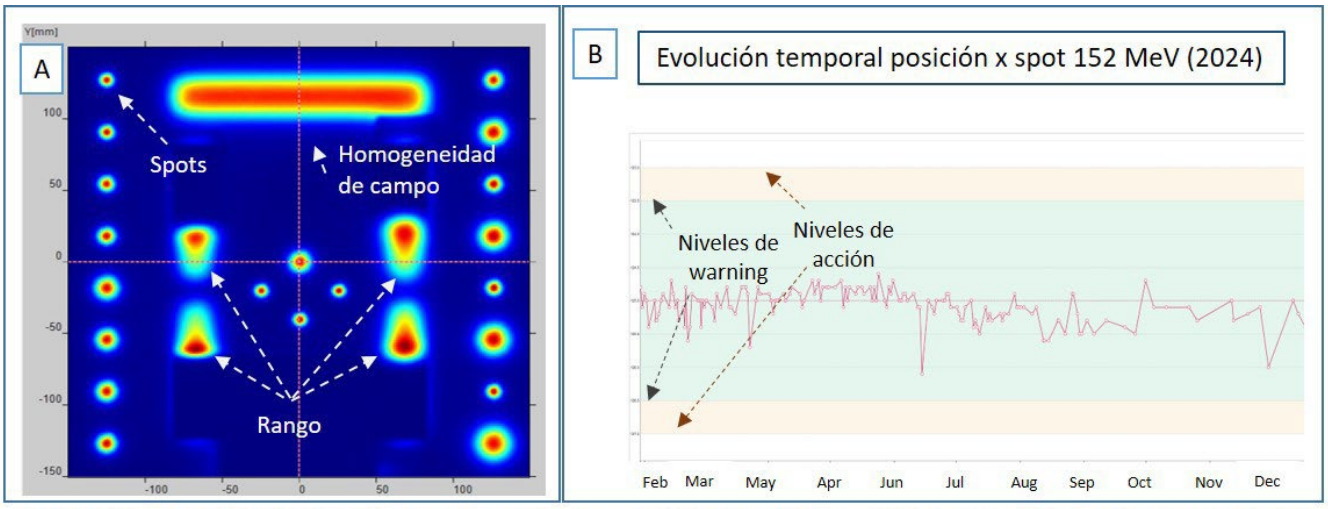


Figura 1. (A) Imagen representativa del mapa de spots que se obtiene en el QA diario, tomada con el detector Lynx y analizada con el software MyQA (IBA Dosimetry). (B) Control chart generado con la aplicación QATrack+ del parámetro posición x del spot 152 MeV. Se puede ver los niveles de warning (franjas naranjas) y niveles de acción, y la estabilidad de éste parámetro a lo largo del 2024.

RESULTADOS

Los resultados se muestran en la TABLA 1. Por brevedad, se han seleccionado 4 spots para analizar sus características geométricas y 6 energías para evaluar la constancia de dosis.

Se observa una alta estabilidad temporal en todos los parámetros analizados, con valores medios y σ de la diferencia relativa (Δ) prácticamente constantes entre 2023 y 2024. Los límites de control ±3σ son inferiores a ±0.3 mm para el rango (R80 distal) y la anchura del pico, ±0.2 mm para el DFO, ±1 mm para la posición de los spots, ±0.2 mm para el sigma del spot, y ±1% para la homogeneidad de campo y el output de dosis en las energías seleccionadas.

Se proponen estos valores como nuevas tolerancias, más ajustadas que las establecidas anteriormente, excepto para el output que se mantiene sin modificaciones. Estos ajustes están en concordancia con estudios previos.

	Energía (MeV)	Referencia (mm)	2023 Δ̄	2023 σ	2024 Δ̄	2024 σ	Total Δ̄	Total 3σ	Tolerancias Actual	Tolerancias Propuesta	Tolerancias Bibliografia
R80-distal (rango (mm))	108.4	76.8	0.03	0.06	0.04	0.06	0.04	0,18	±0.5 mm	±0.3 mm	±0.3 mm [1] ±0.5 mm [2] ±1 mm [3]
	146.1	135.5	-0.17	0.04	-0.22	0.07	-0.21	0,21			
	173.1	186.6	0.08	0.04	0.09	0.08	0.09	0,24			
	197.7	38.8	-0.31	0.07	-0.35	0.07	-0.34	0,21			
Anchura de pico (mm)	108.4	3.6	0.04	0.05	0.03	0.04	0.03	0,15	±0.3 mm	±0.2 mm ±0.3 mm	±0.2 mm [1]
	146.1	5.1	-0.1	0.04	-0.1	0.04	-0.1	0,12			
	173.1	6.1	0.09	0.06	0.1	0.06	0.1	0,18			
	197.7	7.5	-0.01	0.09	0.01	0.08	0	0,27			
DFO (mm)	108.4	1.8	0.04	0.05	0.03	0.05	0.03	0,15	±0.3 mm	±0.2 mm ±0.1 mm	±0.1 mm [1]
	146.1	2.6	-0.01	0.03	-0.01	0.03	-0.01	0,09			
	173.1	3.1	0	0.02	0	0.01	0	0,03			
	197.7	3.8	-0.1	0.03	-0.1	0.03	-0.1	0,09			
Posición spot X (mm)	108.4	-125	-0.06	0.4	0.09	0.3	0.06	0,9	±2 mm	±1 mm	±0.6 mm [1] ±1.5 mm [2] ±2 mm [3]
	126.6	-125	-0.06	0.2	-0.02	0.3	-0.05	0,8			
	152.4	-125	-0.16	0.3	-0.1	0.3	-0.12	0,8			
	218.7	-25	0.3	0.3	0.4	0.2	0.35	0,8			
Posición spot Y (mm)	108.4	-18	-0.2	0.2	-0.2	0.2	-0.2	0,5	±2 mm	±1 mm	±0.4 mm [1] ±1.5 mm [2] ±2 mm [3]
	126.6	-90	-0.4	0.1	-0.4	0.2	-0.4	0,5			
	152.4	18	0.09	0.2	0.09	0.2	0.09	0,6			
	218.7	20	-0.05	0.2	-0.07	0.2	-0.07	0,5			
Sigma spot X (mm)	108.4	5.3	0.1	0	0.1	0	0.1	0	±0.3 mm	±0.2 mm	
	126.6	4.6	0.1	0	0.1	0.01	0.1	0,03			
	152.4	4	0.07	0.05	0.07	0.05	0.07	0,2			
	218.7	3.1	0.1	0.01	0.1	0.02	0.1	0,06			
Sigma spot Y (mm)	108.4	5.3	0.11	0.03	0.13	0.05	0.1	0,2	±0.3 mm	±0.2 mm	
	126.6	4.7	0.03	0.05	0.05	0.05	0.04	0,2			
	152.4	3.9	0.1	0.01	0.1	0.02	0.1	0,06			
	218.7	3	0.05	0.05	0.07	0.04	0.07	0,1			
Output (%)	79.3	3.14 nC	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3	0,9	±1%	±1%	±0.7% [1] ±1% [2] ±2% [3]
	108.4	2.47 nC	-0.1	0.3	0.1	0.3	0	0,8			
	126.6	2.35 nC	0	0.2	0.1	0.3	0.1	0,8			
	152.4	2.28 nC	-0.3	0.3	-0.1	0.3	-0.2	0,8			
	178	2.26 nC	0.1	0.3	0.1	0.4	0.1	1,1			
	203	2.25 nC	0	0.3	0.2	0.3	0.1	0,7			
Planidad de campo (%)		1	0.14	0.15	0.17	0.18	0.17	0.51	±3%	±0.5%	±0.5% [1] ±2% [3]

Tabla 2. Resultados del QA diario recogidos durante 2023 y 2024, incluyendo rango R80-distal, anchura de pico de Bragg, caída distal, características geométricas de spots representativos (posición (x,y) y tamaño (σ_x, σ_y) en aire), output de dosis (%) y planidad de campo (%). Los resultados se comparan con datos publicados (1. Rana. J Appl Clin Med Phys,20,29 (2019); 2. Younkin, Med Phys.45(2018); 3. Das I, Med. Phys. Pub Corp (2015)).

CONCLUSIONES

La implementación de QATrack+ ha proporcionado una gestión más eficiente del programa de QA en protonterapia, facilitando el análisis retrospectivo y el control estadístico. El estudio ha permitido proponer nuevas tolerancias más precisas, optimizando el control de calidad y facilitando la identificación de desviaciones.

BIBLIOGRAFÍA

1 Rana.et.al. J.Appl.Clin.Med.Phys(2019)

REPERCUSIÓN CUTÁNEA EN LA UTILIZACIÓN DE EXPANSORES TISULARES EN PACIENTES MASTECTOMIZADAS IRRADIADAS POR CÁNCER DE MAMA: ANÁLISIS CON IMÁGENES DE PERFUSIÓN POR LÁSER DOPPLER

Galindo González, C. (1); González Sanchis, A. (2); Marín Bertolín, S. (2); Vijande Asenjo, J. (3); Soria Olivas, E. (4); Gordo Partearroyo, J. C. (2); García, M. C. (2); Cibrián-Ortiz De Anda, R. M. (5)

(1) Universitat de València; (2) Hospital General Universitari de València (3) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear–IRIMED–IFIC; (4) Univèrsitat de València–IDAL (Intelligent Data Analysis Laboratori); (5) Departamento de Fisiología–Univèrsitat de València

INTRODUCCIÓN

La radioterapia post-mastectomía reduce significativamente el riesgo de recurrencia local y mejora la supervivencia en pacientes con cáncer de mama en estadios avanzados. No obstante, en pacientes con un expansor tisular tras una reconstrucción inmediata, se ha asociado con diversas complicaciones cutáneas. Se considera que la radioterapia puede impactar de manera adversa la calidad de la piel, la presencia del expansor genera un estrés mecánico adicional sobre la piel irradiada, lo que podría elevar el riesgo de complicaciones en la reconstrucción mamaria ya que puede provocar alteraciones crónicas, como fibrosis, atrofia cutánea y cambios en la vascularización. Esta comunicación analiza la evolución de la microcirculación durante la radioterapia en pacientes con expansores mediante imágenes de perfusión por láser Doppler, un método no invasivo, sin contacto y en tiempo real.

Metodología: Se realizaron mediciones de la microcirculación cutánea en 14 pacientes mastectomizadas con expansor tisular que recibieron radioterapia. De ellas, 11 recibieron un esquema de 45 Gy (2,25 Gy/sesión) y 3 un protocolo de 40 Gy (2,67 Gy/sesión). Las determinaciones se realizaron en cuatro momentos clave: antes del inicio de la radioterapia, al finalizar la primera semana, al concluir el tratamiento y un mes después de su finalización. Las mediciones se realizaron en un área de 13,5×13,5 cm, que en la mayoría de los casos cubría toda la región del expansor y en la mama contralateral, utilizada como control en cada paciente. Para analizar los cambios en la microcirculación, se determinó el índice de microcirculación, calculado como la diferencia relativa entre el flujo promedio en la mama homolateral y el flujo promedio en la mama contralateral. La evaluación clínica utilizó la CTCAE, método ampliamente usado a pesar de su subjetividad.

RESULTADOS

Se observó un aumento significativo en el índice de microcirculación medio durante la radioterapia. Sin embargo, al mes de finalizar el tratamiento, todas las pacientes mostraron una disminución en dicho índice, lo que sugiere una recuperación de la piel. Según la escala CTCAE, dos pacientes fueron clasificadas con Grado 2, ambas con eritema intenso. En una, el eritema fue más pronunciado alrededor del expansor, mientras que en la otra afectó tanto el área del expansor como zonas circundantes. 8 pacientes fueron valoradas con Grado 1, manifestando eritema leve o moderado, aunque en 3 de estos casos el índice de microcirculación fue particularmente bajo. Al revisar los criterios de evaluación, se identificó que el eritema se encontraba en áreas de roce, sin afectar directamente la zona del expansor. 3 pacientes fueron clasificadas con grado 0, sin cambios visibles en la piel respecto al inicio del tratamiento.

CONCLUSIONES

A pesar de las preocupaciones sobre la radioterapia en pacientes con expansores tisulares, la mayoría presentó cambios cutáneos mínimos, con recuperación prácticamente completa al mes de finalizar la RT. Disponer de un método cuantitativo para evaluar la piel durante el tratamiento permite una monitorización objetiva, optimizando la percepción y aplicación de la radioterapia en este grupo de pacientes.

AGRADECIMIENTOS

Conselleria de Educación, Universidades y Empleo (GVA), gran CIPROM/2021/64

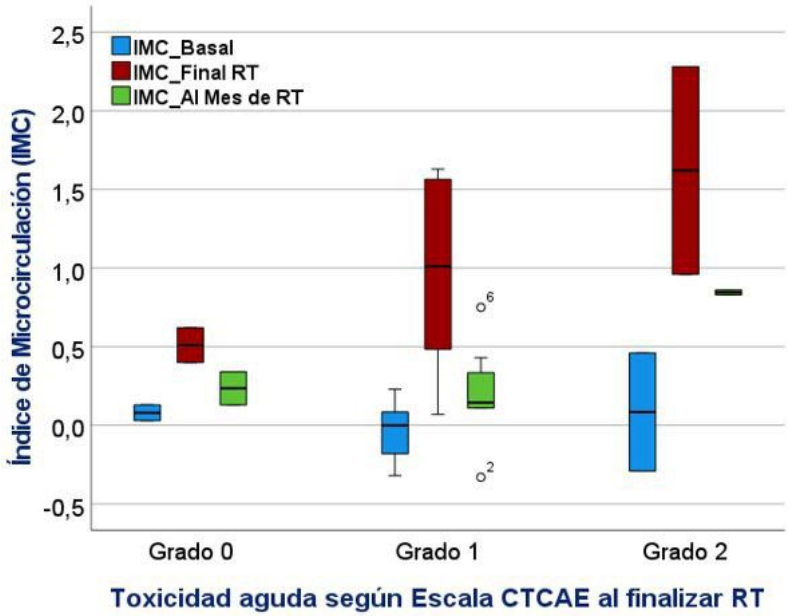


Figura 1. Diagramas de cajas de los valores del Índice de Microcirculación según la clasificación CTCAE (Grados 0, 1 y 2) al inicio, al final de la radioterapia y un mes después de concluir el tratamiento.



Figura 2. Ejemplo del seguimiento con imágenes de perfusión por láser Doppler de la mama irradiada (Fila superior) y sus correspondientes fotografías del estado de la piel.

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN DISPOSITIVO REPOSACABEZAS ELABORADO CON IMPRESIÓN 3D PARA LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES CRANEALES DE RM DESTINADAS A RADIOCIRUGÍA

Castro Tejero, P. (1); Muñoz Torrijos, M. Á. (2); Izquierdo Rodríguez, C. (2); Ferrando, A. (3); Simón De Blas, R. (1); Roch González, M. (1); Botella Faus, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Paradela Díaz, G. (1); Gallego Molina, C. (1); Chamorro Serrano, P. (1)
(1) Hospital Universitario de la Princesa; (2) Asociación Hullproject–Impresión 3D biomédica; (3) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

según recomendaciones internacionales los pacientes que se someten a radiocirugía deben disponer de imagen por resonancia magnética (RM) para la delimitación de estructuras. Los dispositivos reposacabezas utilizados en radiocirugía no son aptos para su uso en RM, bien por incompatibilidad magnética bien por no poder adaptarse geométricamente a la antena. Así, la posición del paciente durante la adquisición de estas imágenes no coincide con la de simulación. Para facilitar el registro/fusión de imágenes TC-RM presentamos un reposacabezas compatible con RM con un diseño orientado a la fabricación aditiva y completamente personalizado a la antena de cabeza.

MATERIAL Y MÉTODOS

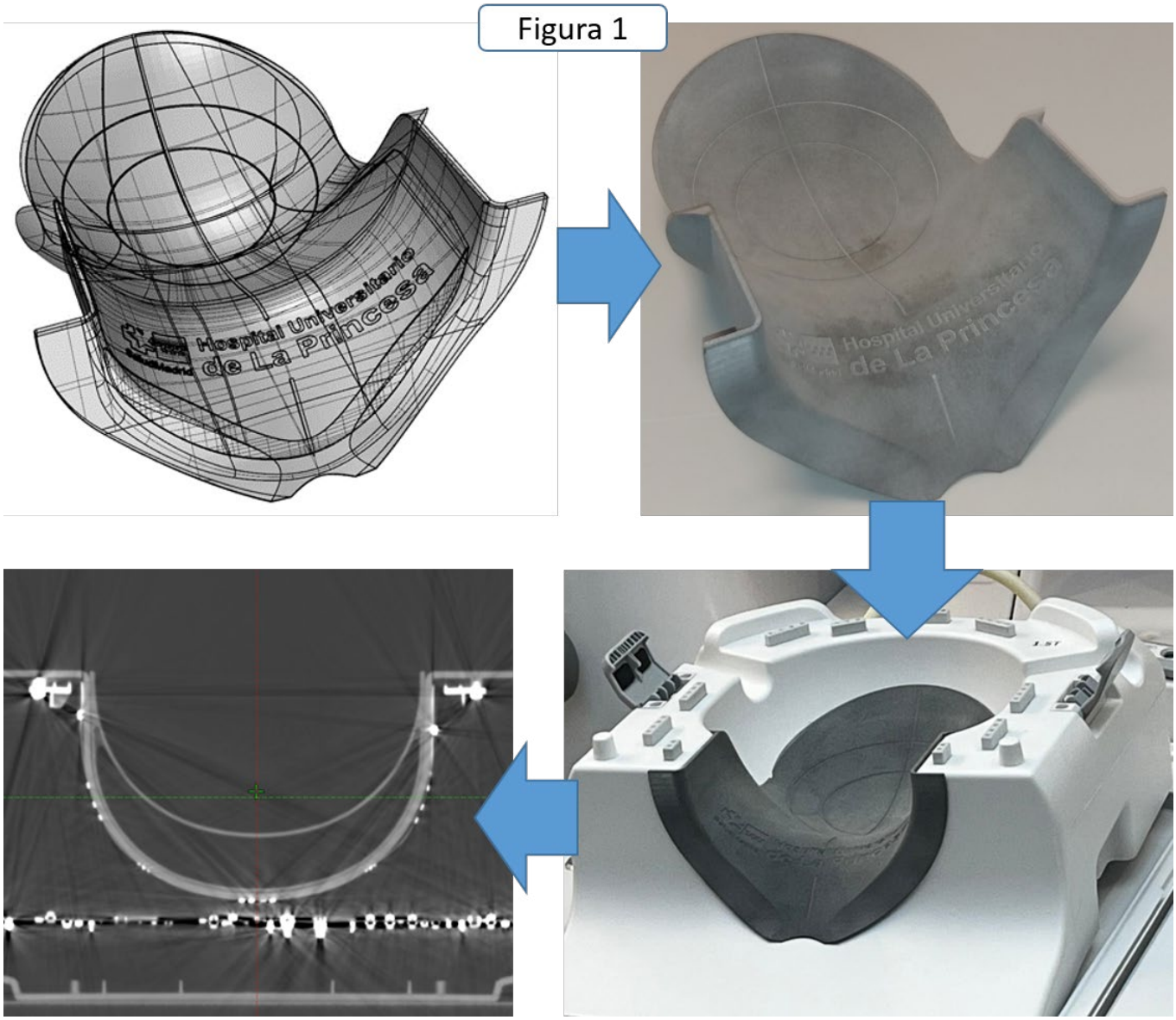
Para el diseño de la base del reposacabezas y posibles anclajes se adquirió un estudio TC de la propia antena. Para la parte superior se realizó otro estudio TC del reposacabezas de espuma rígida utilizado en el tratamiento. En ambos casos, se segmentaron las superficies generando objetos exportables formato STL. La combinación de ambos permitió generar un modelo cuya parte superior es igual a la pieza convencional y cuya parte inferior presenta superficies de contacto óptimas con la antena, asegurando el anclaje. La selección del material se ha realizado en función de su compatibilidad magnética y robustez.

Para la elaboración del modelo físico se utilizó fabricación aditiva basada en fusión de lecho de polvo con inyección de aglutinante. Una vez fabricada la pieza se procedió a verificar la exactitud del ajuste y adaptación de las superficies de contacto en la antena, con la ayuda de una imagen TC. Posteriormente, se realizó imagen RM de la pieza para comprobar la ausencia de artefactos y de incremento de temperatura del material debido a los cambios de los campos de radiofrecuencia. A continuación, se utilizó el nuevo dispositivo para el posicionamiento de 3 pacientes durante la adquisición de imágenes RM destinadas a radiocirugía.

RESULTADOS

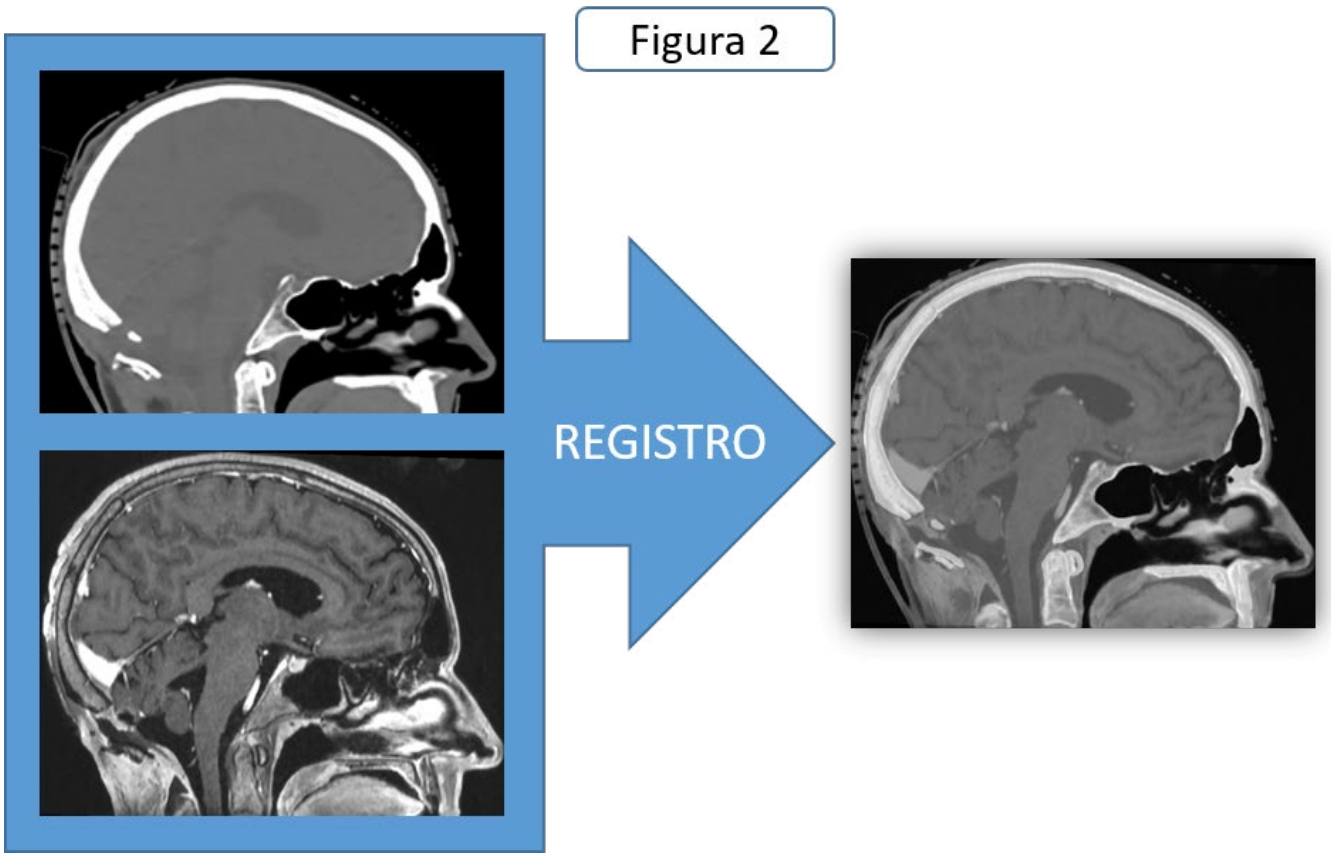
en la figura 1 se muestra la imagen del diseño del reposacabezas, el modelo físico, el reposacabezas anclado a la antena de cabeza e imágenes TC del conjunto, donde se observa el ajuste óptimo de la pieza y sus anclajes sobre la antena.

Figura 1



La adquisición de RM del dispositivo confirmó la ausencia de artefactos y cambios de temperatura. La figura 2 muestra las imágenes TC, RM e inicial del registro rígido TC-RM de un paciente donde se puede apreciar la coincidencia de la flexión del cuello.

Figura 2



DISCUSIÓN

No existen dispositivos reposacabezas comerciales de RT aptos para uso en RM. En este trabajo se presenta un reposacabezas de diseño propio orientado a fabricación aditiva y compatible con RM que se adapta a la forma de la antena y queda anclada a la misma, conservando la superficie de contacto con el paciente igual al reposacabezas de tratamiento, facilitando el registro entre imágenes RM y TC de simulación.

CONCLUSIONES

el uso de dispositivos fabricados mediante impresión 3D compatibles con RM puede suponer una mejora en la precisión de la administración del tratamiento para aquellos pacientes que vayan a recibir radioterapia craneal.

EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA EN VIVO CON EPID EN RADIOTERAPIA DE MAMA: COMPARACIÓN ENTRE TÉCNICAS EN RESPIRACIÓN SOSTENIDA Y LIBRE EN TRATAMIENTOS 3D Y VMAT

Navarro Ibarra, C. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Pardo Pérez, E. (1); García De Acilu Laa, M. P. (1); Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Forner Forner, A. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Castro Rizos, I. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Núñez Muñoz, J. (1)
(1) Hospital Universitario de Toledo

INTRODUCCIÓN

El uso de la dosimetría en vivo (DIV) en radioterapia mediante dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID, Electronic Portal Imaging Device) está en crecimiento debido a su capacidad para medir en tiempo real la dosis administrada al paciente y detectar errores en configuración, posicionamiento y cambios anatómicos. Esta técnica ofrece una oportunidad valiosa para mejorar la seguridad.

En el contexto de la radioterapia de mama, la DIV cobra especial relevancia en los tratamientos con control respiratorio, como la inspiración profunda mantenida (DIBH), donde la reproducibilidad del volumen irradiado puede verse afectada por variaciones en la amplitud respiratoria. Este estudio compara la DIV en pacientes con cáncer de mama tratados en DIBH y en respiración libre (FB), analizando diferencias en técnicas 3D y Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron imágenes EPID en 40 pacientes, aproximadamete 1800 campos, diferenciando tratamientos DIBH y FB. Para DIBH, la dosimetría relativa fue predominante debido a las limitaciones en el posicionamiento del panel. Tres pacientes permitieron análisis absolutos en DIBH. Los paciente en FB la dosimetría era absoluta. Los resultados fueron evaluados mediante análisis gamma, con tolerancias establecidas (6%-5 mm DTA, local, 20%).

RESULTADOS

Los tratamientos 3D en FB mostraron unos resultados ligeramente superiores comparada con DIBH, ver Tabla 1. Los resultados para VMAT fueron similares en ambas técnicas respiratorias. Los pacientes seleccionados para DIBH, usualmente presentan volúmenes mamarios más pequeños. En las pacientes en DIBH en la imagen dosimétrica adquirida con el EPID se observaron discrepancias en la zona de la superficie de la mama, en general estaban demasiado inspiradas, ver Figura 1.

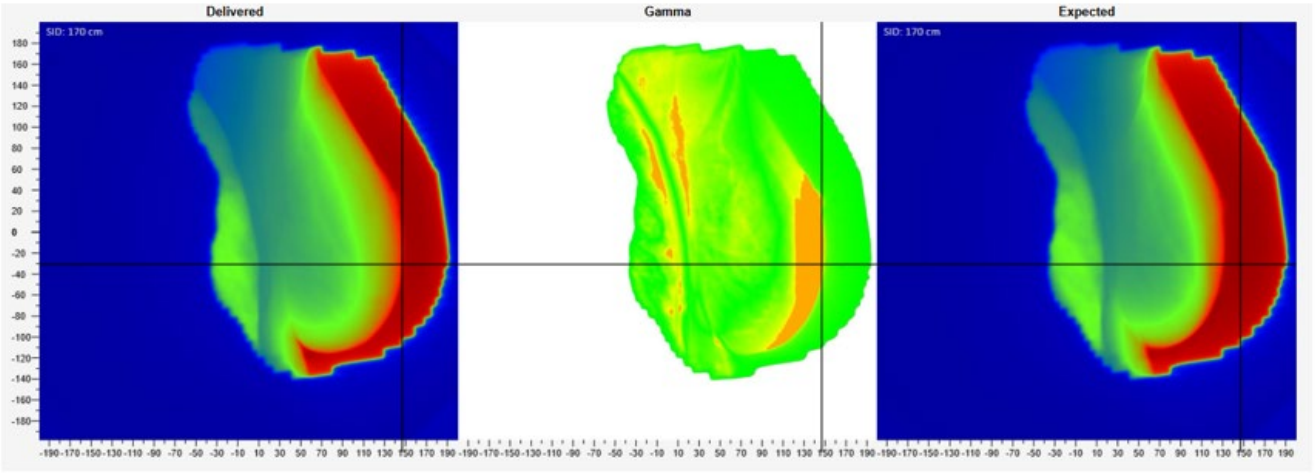


Figura 1: Problema de exceso de inspiración. Compara la dosis esperada frente a la administrada al EPID durante el tratamiento.

Figura 1: Problema de exceso de inspiración. Compara la dosis esperada frente a la administrada al EPID durante el tratamiento.

	TI 6MV (%)	TI 10MV (%)	TE 6MV (%)	TE 10MV (%)
3D FB	95,8	97,6	94,4	97,5
3D DIBH	94,7	94,4	95	98,9
	CW (%)	CCW (%)	CW1 (%)	
VMAT FB	97,7	98,3	96,9	
VMAT DIBH	97,7	98,3	96,9	

Tabla 1: Promedio de los resultados gamma para los campos tangencial interno (TI) y tangencial externo (TE) en 3D con energías de 6MV y 10MV, así como para los campos en VMAT en sentido horario (clockwise, CW) y anti-horario (counterclockwise, CCW), en FB y con DIBH.

Tabla 1: Promedio de los resultados gamma para los campos tangencial interno (TI) y tangencial externo (TE) en 3D con energías de 6MV y 10MV, así como para los campos en VMAT en sentido horario (clockwise, CW) y anti-horario (counterclockwise, CCW), en FB y con DIBH.

DISCUSIÓN

Los resultados indican que, en general, los tratamientos de mama, tanto en DIBH como en FB, y en ambas técnicas (3D y VMAT), cumplen con las tolerancias establecidas en el departamento y con las recomendaciones internacionales. Sin embargo, en los tratamientos en DIBH, se han observado discrepancias en la superficie de la mama en las imágenes EPID, lo que sugiere que los pacientes podrían estar realizando inspiraciones excesivas.

CONCLUSIONES

La dosimetría en vivo con EPID ha demostrado ser eficaz para la validación de tratamientos de mama, destacando desafíos específicos en condiciones de DIBH. Los resultados sugieren que en las imágenes DIBH, los pacientes podrían estar siendo instruidos para realizar inspiraciones excesivas, lo que contribuye a discrepancias en la dosimetría en tratamientos 3D. Se planea implementar formación adicional para el personal y ajustar las tolerancias en el guiado de imagen con el objetivo de mejorar la precisión y minimizar variaciones asociadas a la amplitud de la inspiración.

FABRICACIÓN Y USO DE UN COMPLEMENTO IMPRESO 3D PARA EL MANIQUÍ DE CONTROL DE CALIDAD MIMI DE STANDARD IMAGING PARA MESAS 6D

Ochoa Caparrós, J. (1); García Costa, B. (1); Parreño Sánchez, J. C. (1); Bonaque Alandí, J. (1); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

El control de calidad (QA) en radioterapia es fundamental para garantizar la precisión en la administración de la dosis impartida. Las mesas de tratamiento con seis grados de libertad (6D) permiten ajustes en traslación y rotación para corregir el posicionamiento del paciente antes del tratamiento.

El maniquí MIMI™ de Standard Imaging es una herramienta comúnmente utilizada en la verificación de estos sistemas, permitiendo evaluar las correcciones en traslaciones.

Sin embargo, no permite comprobar directamente las correcciones angulares. En el servicio de Radiofísica del Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón, hemos desarrollado un complemento impreso en 3D en forma de plano inclinado que amplía la funcionalidad del maniquí MIMI™, permitiendo la evaluación de las correcciones de rotación de la mesa 6D, además de los desplazamientos lineales.

MATERIAL Y MÉTODOS

El complemento se diseñó utilizando software CAD. Para un modelado sencillo y rápido, se utilizó *Tinkercad* (Autodesk, EEUU), una herramienta intuitiva que permite crear geometrías sencillas rápidamente (ver figura 1).

Para su fabricación, se utilizó una impresora 3D con tecnología de deposición de filamento fundido (Ultimaker 3D S3). Se optó por filamento de PLA debido a su resistencia, rigidez y disponibilidad.

El complemento está diseñado específicamente para colocar el maniquí MIMI™ en una posición estable y reproducible. Las inclinaciones del plano son ángulos conocidos que pueden ser corregidos por la mesa 6D mediante imágenes de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), y evaluados con la adquisición de un segundo CBCT.

Se realizaron pruebas en el acelerador lineal para validar el funcionamiento del complemento. Se compararon las correcciones aplicadas por la mesa 6D con y sin el plano inclinado, registrando las desviaciones en los ejes de rotación (pitch, roll, yaw).

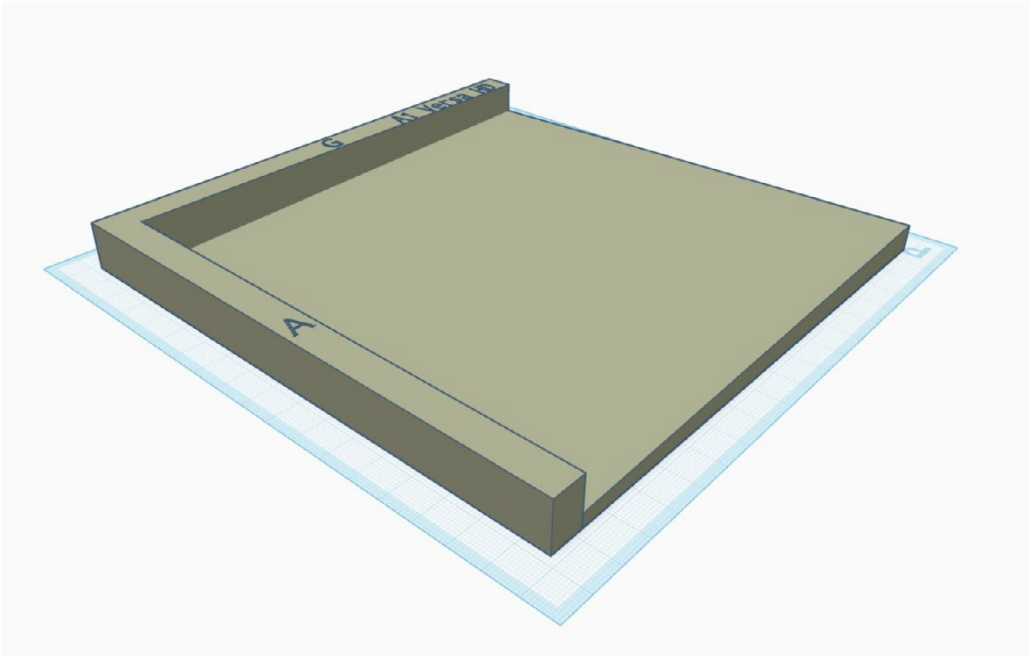


FIGURA 1: Modelado del complemento con Tinkercad

RESULTADOS

El complemento ha permitido incluir en los controles de calidad la evaluación de las correcciones angulares de la mesa 6D. Se verificó que la mesa aplicó correcciones dentro de las tolerancias establecidas en el protocolo de QA (ver figura 2).

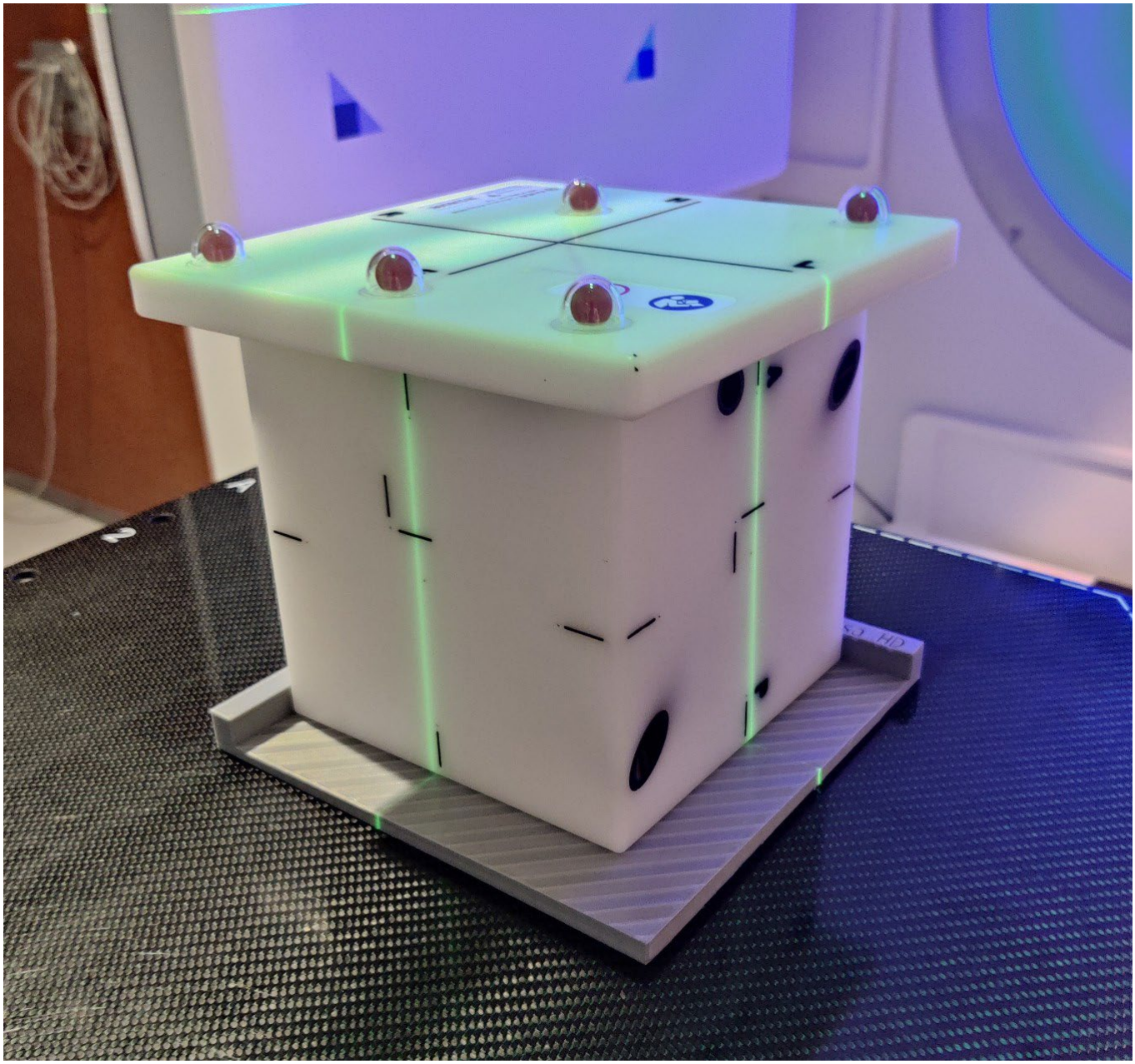


FIGURA 2: Montaje del maniquí MIMI™ con el complemento

DISCUSIÓN

El complemento impreso en 3D ha demostrado ser una herramienta eficaz para la evaluación de las correcciones angulares en mesas 6D. Si bien existen maniquíes comerciales diseñados específicamente para este propósito, la impresión 3D ofrece una alternativa económica y accesible sin comprometer la precisión de las mediciones.

CONCLUSIONES

El maniquí de plano inclinado impreso en 3D ha demostrado ser una herramienta eficaz para completar el protocolo de QA de las mesas 6D de las unidades de tratamiento de nuestro centro, facilitando la verificación de las correcciones de rotación, y con ello consiguiento un control de calidad más completo para radioterapia guiada por imagen.

Para compartir este trabajo, en el póster se adjuntará un código QR con un descargable del archivo .stl

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL CÁLCULO DE SESIONES DE ART SOBRE DIFERENTES IMÁGENES SINTÉTICAS GENERADAS EN ETHOS Y RAYSTATION

Agüera Rodríguez, R. (1); Lorenzo Casas, E. (1); Vicente Bernal, R. (1); Tenllado Baena, E. (1); Herrera Arroyo, M. (1); Granado Alonso, L. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); García Repiso, S. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

Los CT sintéticos (CT_{sint}) generados por Ethos (Varian) en radioterapia adaptativa (ART) difieren del CBCT previo al tratamiento al conservar las densidades del CT de simulación. Por otro lado, el planificador RayStation (RaySearch) genera dos imágenes sintéticas a partir de dicho CBCT: CBCT corregido ($CBCT_{corr}$) y CT virtual (CT_{virt}), más fieles a los cambios de

densidad del CBCT. En este trabajo se cuantifica el impacto dosimétrico que suponen las diferentes imágenes sintéticas calculando sobre ellas los planes tratados de varios pacientes de ART.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se extraen de forma retrospectiva de Ethos el CT de simulación, CBCTs, planes tratados y CT_{sint} generados para 5 pacientes de radioterapia adaptativa en región pélvica, un total de 110 sesiones.

Se generan, para cada sesión, los CT_{virt} y $CBCT_{corr}$ con RayStation.

Sobre cada una de las tres imágenes sintéticas de cada sesión, se calcula el plan administrado en dicha sesión de tratamiento (330 planes calculados).

Para cada sesión, se calcula la métrica gamma del *BODY* para cuatro análisis diferentes, cuyos parámetros se describen en la Imagen 1, con el programa Verisoft (PTW) y se extraen varios puntos de histograma del PTV usando la librería *pydicom* (Python), comparando en ambos casos el CBCT*corr* y el CT*virt* con el CT*sint*.

RESULTADOS

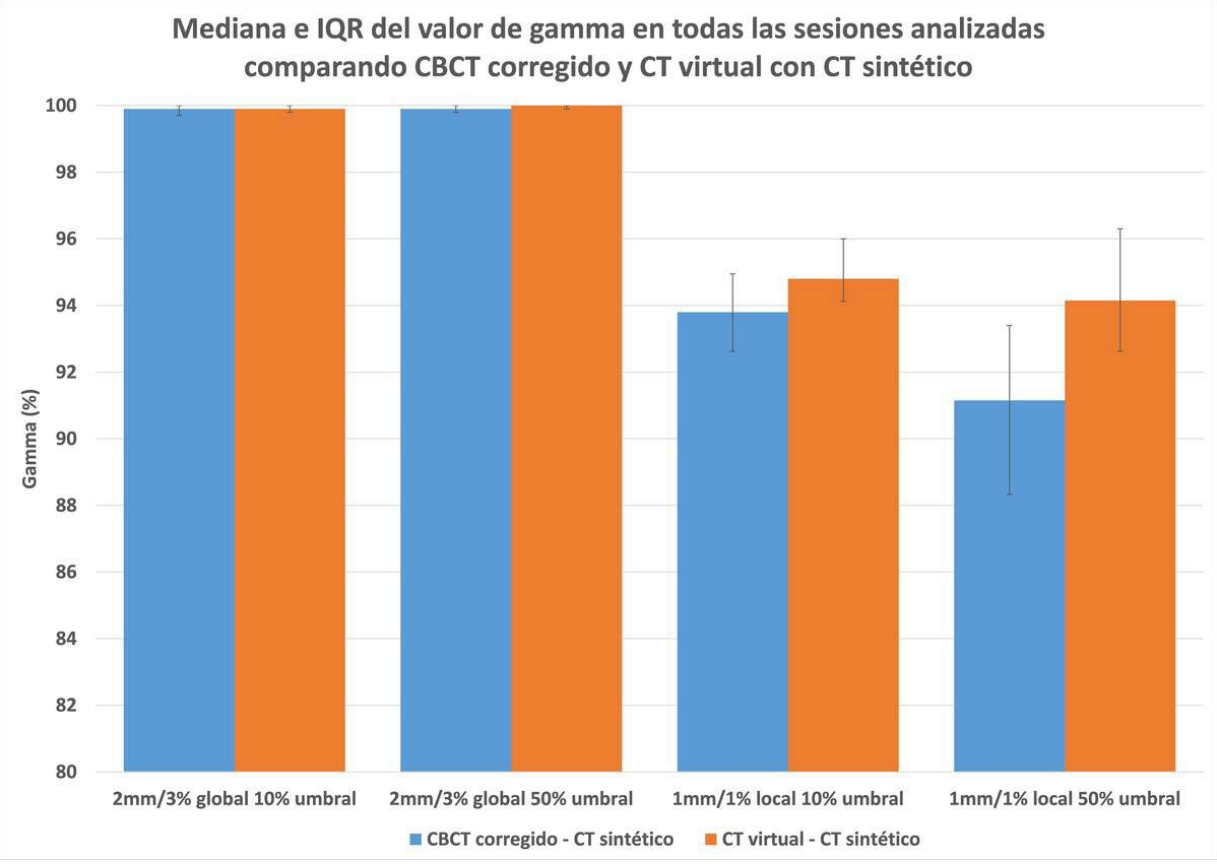


Imagen 1

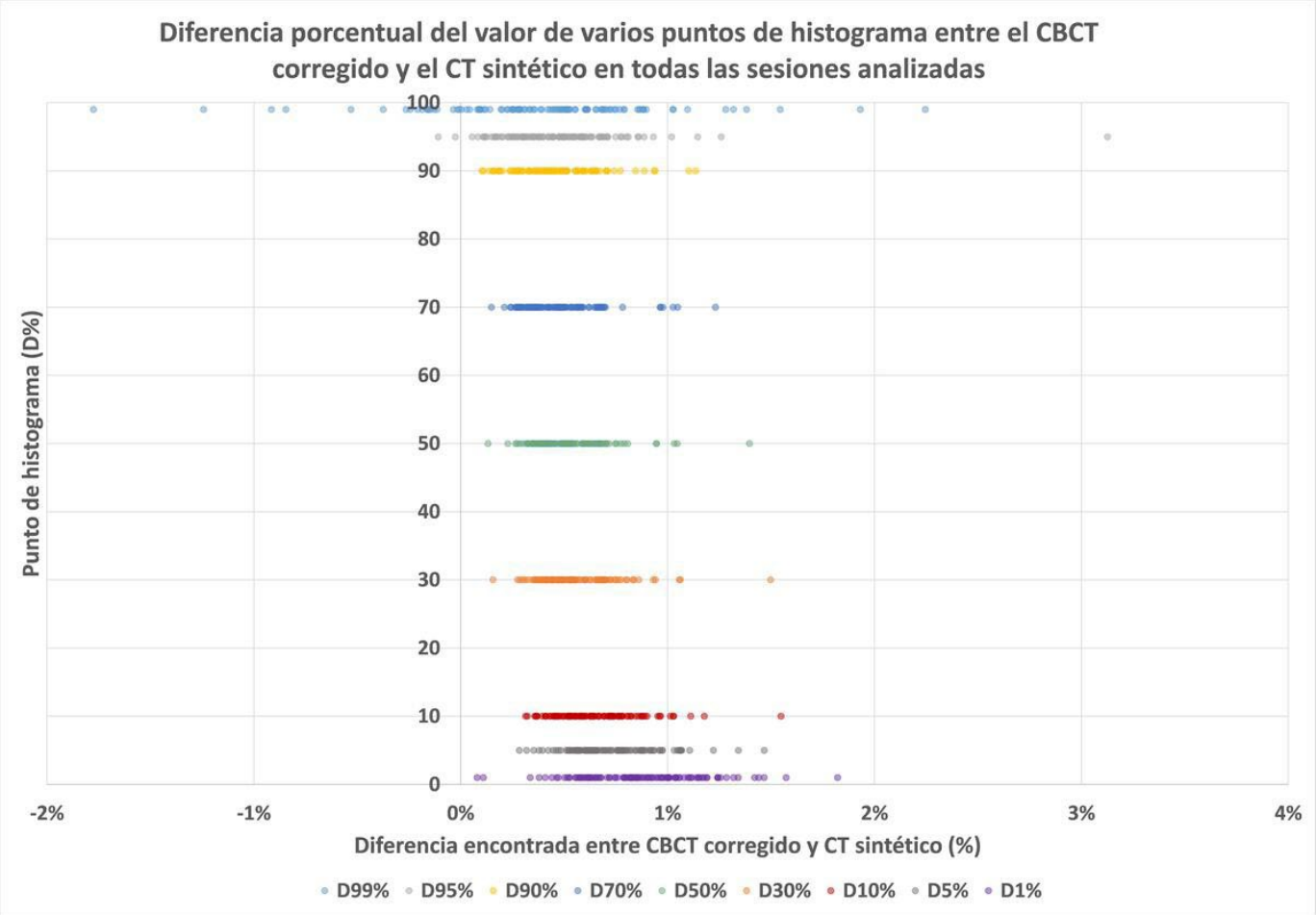


Imagen 2

La Imagen 1 muestra la mediana y el rango intercuartílico (IQR) de los valores de gamma obtenidos para todas las sesiones, por cada tipo de análisis y para cada par de imágenes comparadas.

La Imagen 2 muestra las diferencias relativas de los puntos de histograma de los planes calculados sobre $CBCT_{corr}$ y CT_{sint}. Una tendencia similar resulta al comparar CT_{virt} y CT_{sint}.

DISCUSIÓN

Se observan porcentajes de puntos cumpliendo el criterio $/gamma(3\%, 2mm)_{10\%,global}$ (propuesto por el TG-218) superiores al 99% en ambas comparaciones. En análisis más restrictivos (1mm/1%) se observan mejores resultados para la comparación entre CT_{virt} y CT_{sint}, siendo por tanto imágenes más similares entre sí.

Respecto a los puntos de histograma, la dispersión es mayor en los extremos (D1 y D99), superando en algunos casos el 2% de diferencia. En la comparación entre $CBCT_{corr}$ y CT_{sint} frente a CT_{virt} y CT_{sint}, la diferencia en la dispersión de puntos es despreciable. Sin embargo, en el caso del CT_{virt} los puntos se encuentran en promedio más cercanos al 0, indicando de nuevo una mayor similitud entre CT_{virt} y CT_{sint}.

Con una inspección visual de los casos más extremos, se comprueba que las diferencias mayores se dan en aquellas sesiones en las que hay un cambio significativo en la presencia de aires entre el CBCT y la imagen de simulación.

CONCLUSIONES

Aunque las imágenes sintéticas generadas por RayStation son más cercanas a la situación real del paciente en el momento del tratamiento, se comprueba que la imagen sintética de Ethos es adecuada para la generación de planes adaptados en ART, sin perjuicio esto de una correcta preparación del paciente para minimizar las diferencias que puedan surgir entre el CBCT y el CT_{sint}, debidas, por ejemplo, a la presencia de aires.

ROBUSTEZ EN TRATAMIENTOS DE SBRT FRENTE A LOS PARÁMETROS DE TOLERANCIA DE UN ACELERADOR Y SU DEPENDENCIA CON LA TÉCNICA UTILIZADA (3D,IMRT,VMAT)

Carrasco Herrera, M. A. (1); Manchado De Sola, F. (2); Spa Gómez, B. (1)
(1) Hospital Virgen del Rocío; (2) Hospital Nuestra Señora de Valme

INTRODUCCIÓN

La SBRT permite dar altas dosis de radiación con gran precisión, para lo que es fundamental la estabilidad del equipo utilizado para su administración. Los diferentes parámetros mecánicos y dosimétricos del acelerador y sus correspondientes tolerancias influyen en el resultado del tratamiento, pudiendo comprometer su eficacia. En este estudio, se analiza la robustez de planes de tratamientos de SBRT frente a las tolerancias de los principales parámetros de un acelerador, evaluando su impacto en la distribución de dosis y su dependencia con la técnica utilizada.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han realizado 315 planes de tratamiento para 5 pacientes de SBRT de pulmón, con volúmenes de PTV entre 4 y 18 cm^3, en un acelerador Varian Truebeam con MLC Millenium 120 y energía de 6FFF, en un planificador Pinnacle v.16 con un algoritmo de convolución/superposición. Tanto optimización como cálculo se han realizado con densidad de ITV sobreescrita a 1 g/cm3. El margen de ITV utilizado es de 3 mm. Para cada paciente, se ha realizado una dosimetría con técnica 3D coplanar cumpliendo criterios de cobertura y conformidad. Posteriormente, se han diseñado planes similares de IMRT (*step and shot*) y VMAT. Se han recalculado éstos modificando parámetros del acelerador a partir de las tolerancias del documento de la *AAPM TG 142,* para la posicionamiento y transmisión del MLC, salida del haz, factores de campo, desplazamiento del isocentro, tamaño de las mandíbulas y ángulos de mesa, colimador y *gantry*.

RESULTADOS

Para cada paciente y técnica se obtiene una nube de histogramas que afectan a todos los volúmenes considerados (Figura 1). La VMAT presenta las mayores diferencias con las variaciones promedios máximas del posicionamiento de las MLC, tanto para PTV y OAR como para índices de conformidad y gradiente (PTV D98% (4.4%), Pulmones-GTV (10.7%), R100 (25.1%)) (Tabla 1). Si restringimos las variaciones a +-0.3 mm, las diferencias bajan, PTV D98% (1.3%), Pulmones-GTV (3.4%), R100(7.7%). Las variaciones con la transmisión son inferiores a 1%. Las diferencias con la dosis no dependen de la técnica y son proporcionales a la variación, salvo para R100 (12.6%) y R50 (5.2%). Para los tamaños de PTV considerados, la diferencias en los factores de campo no dependen de la técnica y son inferiores al 1%, para PTV y OAR, con un máximo para R100 (3.4%). Para el desplazamiento del isocentro las diferencias son similares para las 3 técnicas (<4%). El tamaño de mandíbulas influye principalmente para la técnica 3D (R100 y R50> 5%). Las modificaciones debidas a *gantry*, colimador y mesa son inferiores al 1% para las 3 técnicas. Para todos los parámetros, las diferencias para el ITV D98% son inferiores a 3%.

VMAT

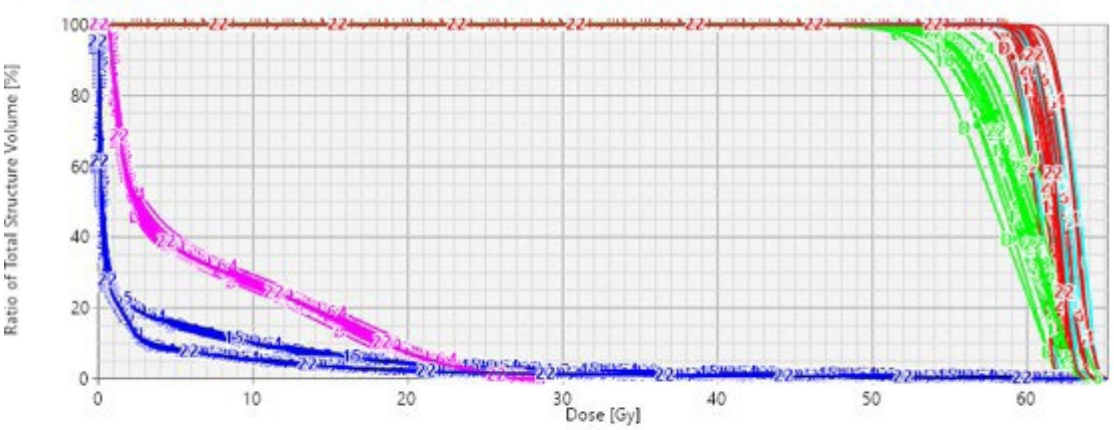


Figura 1: HDV acumulado para una planificación VMAT, donde se muestran las variaciones con las tolerancias de los diferentes parámetros analizados (PTV verde, ITV celeste, GTV rojo, Pulmones-GTV morado, pulmón azul, R2 azul.

	PTV D95%	PTV D98%	PTV D2%	ITV D98%	Pulmones-GTV V20Gy	Pulmón D1%	Pulmón D5%	Pulmón Dm	R100	R50	PDS	MGI	R2	HI
MLC (+-1 mm)	1.3	1.4	0.3	0.7	6.5	2.9	2	4.3	13.3	10.1	2.7	9.8	2.8	0.9
	2.5	2.6	1.5	1.7	7.4	3.8	1.4	5.2	19.7	11.1	2.4	5.6	2.6	1.0
	4.0	4.4	1.5	2.2	10.7	5.5	2.1	7.4	25.1	21.9	3.4	9.5	5.4	2.5
MLC (+-0.3 mm)	0.4	0.4	0.1	0.2	2.0	0.9	1.5	1.3	3.9	3.0	0.7	2.4	0.8	0.3
	0.7	0.8	0.4	0.5	2.0	1.0	1.6	1.4	5.5	3.1	0.7	1.7	0.7	0.3
	1.2	1.3	0.4	0.7	3.4	1.7	2.4	2.5	7.7	4.8	1.0	2.8	1.7	0.8
Transmisión (+-0.5 %)	0.1	0.2	0.0	0.1	0.3	0.1	0.3	0.2	0.6	0.5	0.1	0.4	0.1	0.1
	0.1	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.1	0.4	0.2	0.3	0.4	0.1	0.1
	0.1	0.1	0.0	0.1	0.3	0.1	0.2	0.2	0.4	0.3	0.1	0.3	0.2	0.1
Dosis (+-2 %)	2.0	2.0	2.0	2.0	2.5	2.0	2.0	2.0	11.3	4.9	2.2	6.2	2.0	0.1
	1.7	1.7	1.8	1.9	2.7	1.9	2.0	2.0	12.6	5.2	1.5	2.7	2.0	0.1
	2.0	2.0	2.0	2.0	2.7	2.0	2.0	2.0	10.9	4.2	1.5	1.9	2.0	0.1
OF (Gradiente 5%)	0.6	0.6	0.6	0.6	0.8	0.6	0.6	0.6	3.4	1.5	0.5	0.9	0.5	0.1
	0.5	0.5	0.5	0.5	0.7	0.5	0.5	0.5	2.9	1.2	0.3	0.8	0.5	0.1
	0.4	0.4	0.4	0.4	0.6	0.4	0.4	0.4	2.6	0.9	0.4	0.5	0.4	0.1
Isocentro (+-1 mm)	1.5	2.4	0.7	1.1	3.0	0.6	2.6	2.0	2.1	0.7	0.6	1.5	2.3	1.1
	1.3	2.1	0.4	1.0	3.3	0.6	2.6	2.0	3.5	0.6	0.7	2.3	2.5	1.3
	1.5	2.1	0.4	0.8	3.6	1.0	2.2	2.0	3.2	0.7	0.9	3.1	2.9	1.6
Mandibulas (+1 mm)	1.7	2.2	0.3	0.7	4.5	1.8	3.4	3.7	7.7	5.7	0.9	3.1	1.1	1.3
	1.0	1.3	0.2	0.4	3.3	1.1	2.5	2.1	4.5	4.0	0.5	2.6	1.6	0.8
	0.3	0.3	0.1	0.2	1.4	0.5	1.1	1.3	1.7	1.7	0.5	2.6	0.4	0.1
G. colimador (+-1º)	0.1	0.2	0.0	0.1	0.4	0.2	0.3	0.3	0.8	0.6	0.1	0.5	0.5	0.1
	0.1	0.1	0.0	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	2.3	0.2	0.7	2.3	0.1	0.0
	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.0	0.1	0.0	0.2	0.1	0.0	0.2	0.4	0.0
G. mesa (+-0.5º)	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.2	0.3	0.7	0.6	0.1	0.5	0.2	0.1
	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3	0.1	0.2	0.1	0.7	0.3	0.1	0.4	0.5	0.1
	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.2	0.4	0.1	0.1	0.2	0.2	0.0
G. gantry (+ 1º)	0.1	0.1	0.3	0.1	0.2	0.1	0.4	0.2	0.8	0.6	0.1	0.4	0.7	0.2
	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.1	0.9	0.4	0.1	0.4	0.5	0.1

Tabla 1: Para cada parámetro analizado se muestran 3 filas (1º 3D, 2º IMRT, 3º VMAT) con el promedio de las diferencias máximas encontradas.

CONCLUSIONES

Para la mayoría de los parámetros analizados las diferencias no dependen de la técnica, sin embargo, para el posicionamiento de las MLC son mayores para VMAT y sería conveniente disminuir la tolerancia. El margen de 3 mm garantiza una cobertura adecuada del ITV, en el caso de no utilizar margen habría que tener en cuenta las diferencias encontradas.

VMAT CON RESPIRACIÓN FORZADA (DIBH) PARA PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA BILATERAL

García Castejón, M. A. (1); Penedo Cobos, J. M. (1); Martínez González, D. (1); Rincon Perez, M. (1); Gomez Tejedor, S. (1); Vara Santos, J. (1)
(1) Fundación Jiménez Díaz

INTRODUCCIÓN Y PROPÓSITO

La radiación de las mamas bilaterales actualmente es un desafío debido a las dosis recibidas por el corazón y los pulmones.

La técnica DIBH se realiza para mejorar la precisión y la eficacia de la radioterapia, especialmente en el tratamiento del cáncer de mama. Al mantener el aire en los pulmones, se separan los tejidos del corazón y los pulmones del área de tratamiento, lo que reduce la exposición a la radiación de estos órganos vitales y minimiza los efectos secundarios.

El propósito de este artículo es doble:

- Estudiar las diferencias dosimétricas entre las mamas bilaterales tratadas con la técnica VMAT DIBH y las mamas bilaterales tratadas con la técnica VMAT pero con respiración libre (FB)
- Estudiar las diferencias dosimétricas para pacientes planificadas con las técnicas VMAT 6MV DIBH y VMAT 6MVFFF DIBH

MATERIAL Y MÉTODO

En nuestro servicio hemos tratado 2 pacientes con cáncer de mama bilateral con la técnica DIBH. Estos pacientes fueron tratados con la técnica VMAT y con un solo isocentro. Se trataron en un acelerador Elekta Agility usando un arco de 6 MV de 95° asignado a la mama izquierda y otro arco de 6 MV de 100° asignado a la mama derecha.

Para mantener el patrón respiratorio, se les dio a los pacientes un entrenamiento adecuado para contener la respiración. Para hacer el CBCT, se creó un preset del XVI adecuado a esta patología.

La dosis prescrita fue 15 sesiones de 3,2 Gy en los boost y 15 sesiones de 2,67 Gy en los PTVs de las mamas. Los pacientes fueron planificados en el TPS Monaco 6.1.1.0

La dosimetría (el V95% de los boost y los PTVs y dosis medias en los OARs) de estos pacientes se comparó con la dosimetría de otros 10 pacientes con cáncer de mama bilateral tratados también con VMAT 6MV y un solo isocentro, pero sin la técnica DIBH.

Asimismo, la dosimetría de estos pacientes tratados con VMAT 6MV DIBH se comparó con la dosimetría de estos mismos pacientes planificados con VMAT 6MVFFF DIBH.

RESULTADOS

El V95 de la mama izquierda y de la mama derecha, así como las dosis medias en corazón y pulmón para las diferentes técnicas utilizadas se representan en la Tabla 1.

En nuestro estudio, la técnica VMAT 6MVFFF DIBH aumentó el tiempo planificado de tratamiento en un 2.2 %y aumentó también las UM un 19.1 %, comparado con la técnica VMAT 6MV DIBH.

Tabla 1

	V95% boost izquierdo	V95% boost derecho	V95% mama izquierda	V95% mama derecha	Dmedia Corazón	Dmedia pulmón IZQ	Dmedia Pulmón DER
VMAT 6MV FB	99.9	100	96.6	97.7	4.6	9.3	9.1
VMAT 6MV DIBH	99.9	99.7	96.5	98.3	3.4	6.2	7.8
VMAT 6MVFFF DIBH	99.9	99.9	95.7	98.3	4.0	7.8	7.8

CONCLUSIONES

La técnica de respiración forzada con VMAT y un solo isocentro es una técnica óptima para pacientes con cáncer de mama bilateral.

La dosis media del corazón y pulmones mejoran notablemente con la técnica DIBH VMAT en comparación con la técnica VMAT con respiración libre.

La planificación con VMAT 6MVFFF DIBH no mejora los resultados en comparación con la planificación con VMAT 6MV DIBH.

EFECTIVIDAD DE LA ESCALADA DE DOSIS CON BOOST EN CÁNCER DE RECTO LOCAMENTE AVANZADO. ANÁLISIS DE LA VALORACIÓN DE LA RESPUESTA POR IMAGEN (RM) Y PATOLÓGICA

Stoica Rosciupchin, A. E. (1); Rubiato Aragón, R. (1); Aldave Yaniz, D. (1); Talaya Alarcon, M. S. (1); Casado Jimenez, M. (1); Gonzalo Ruiz, S. (1); Villalba Perez, C. P. (1); Nafria Jimenez, M. I. (1)
(1) H.U. LA PRINCESA

INTRODUCCIÓN

El cáncer de recto localmente avanzado (CRLA) es unos de los más prevalentes en ambos sexos y en muchos casos está relacionado con el estilo de vida.

El standard of care (SOC) es la neoadyuvancia con QT+ RT. Está ganando importancia la preservación de órgano (Watch&Wait). Con el objetivo de aumentar la respuesta completa se están proponiendo esquemas de intensificación del tratamiento neoadyuvante entre ellos el uso de un boost sobre la enfermedad macroscópica en RM.

El objetivo principal es valorar las respuestas clínicas (RM) y patológicas (AP) en pacientes que ha recibido un boost concomitante (55Gy en 25 sesiones) en comparación con los que recibieron la dosis estándar de 50Gy. Otro objetivo secundario ha sido evaluar la concordancia de la respuesta al tratamiento por RM y AP.

MATERIAL Y MÉTODOS

Un total de 68 pacientes fueron analizados desde 2022 hasta diciembre 2024. Todos fueron diagnosticados de CRLA y recibieron tratamiento neoadyuvante con radioquimioterapia de ciclo largo. De ellos, 17 recibieron un boost concomitante de hasta 55Gy sobre la tumoración visible en RM.

Se ha cuantificado la respuesta en la RM en 5 grados (siendo 0 la mejor y 5 la peor) y en la muestra de anatomía patológica (AP) en 4 grados (siendo 0 la mejor y 4 la peor).

RESULTADOS

Asociar boost hasta 55Gy no ocasiona un cambio estadísticamente significativo en la respuesta en la RM con una p de 0,852 (Figura 1) ni en la respuesta patológica con una p de 0,789 (Figura 2).

Figura 1. *Resultados en la RM al asociar boost. P no significativa, no hay diferencia en la respuesta.*

Pruebas de chi-cuadrado			
	Valor	gl	Significación asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	1,357[a]	4	,852
Razón de verosimilitud	1,750	4	,782
Asociación lineal por lineal	,008	1	,928
N de casos válidos	68		

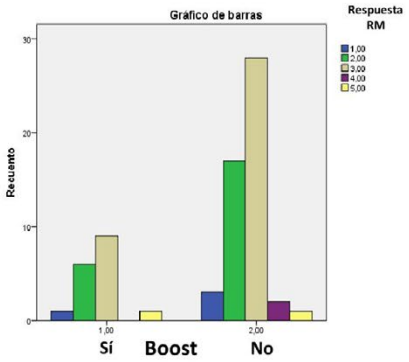
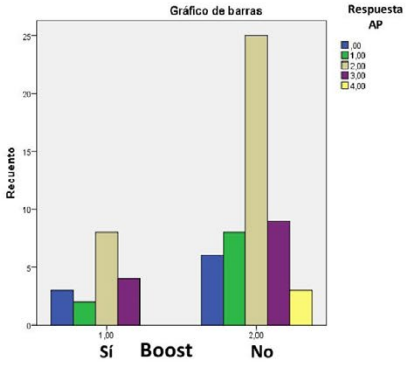


Figura 2. *Resultados en la AP al asociar boost. P no significativa, no hay diferencia en la respuesta.*

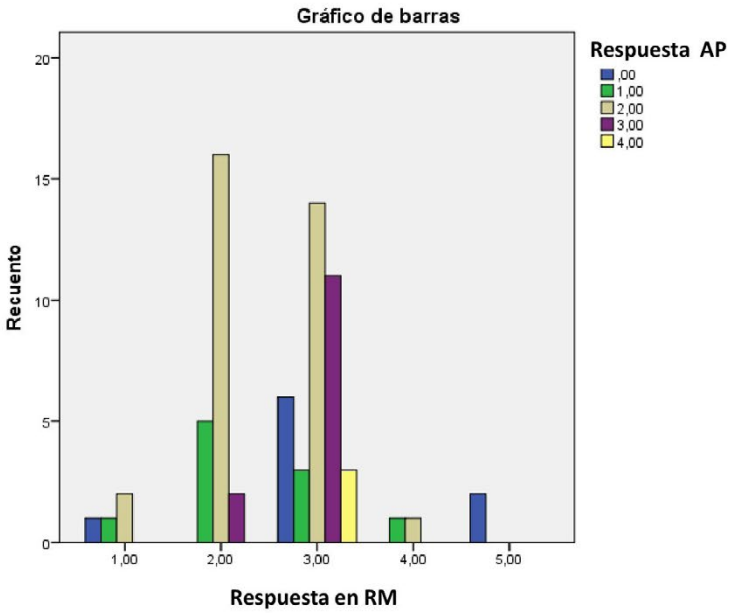
Pruebas de chi-cuadrado			
	Valor	gl	Significación asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	1,708[a]	4	,789
Razón de verosimilitud	2,409	4	,661
Asociación lineal por lineal	,231	1	,631
N de casos válidos	68		



La correlación de la respuesta al tratamiento neoadyuvante en la RM y patológica es estadísticamente significativa (p = 0,014), tal y como se puede observar en la Figura 3.

***Figura 3**. Concordancia de la respuesta en la RM y en la AP tras cirugía. p < 0,05 estadísticamente significativa*

Pruebas de chi-cuadrado			
	Valor	gl	Significación asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	30,968[a]	16	,014
Razón de verosimilitud	30,592	16	,015
Asociación lineal por lineal	,264	1	,607
N de casos válidos	68		



DISCUSIÓN

En nuestra muestra no hemos alcanzado la significación estadística en cuanto a añadir boost.

No obstante, cabe destacar que nuestro estudio presenta limitaciones importantes al no controlar variables notables de respuesta como el esquema de QT utilizado, el estadio tumoral y las características clínicas del paciente.

La adecuada correlación entre RM y AP indica la importancia y la utilidad de la RM para la evaluación de la respuesta a la neodayuvancia y su papel fundamental en los esquemas de tratamiento de preservación de órgano (Watch&Wait).

CONCLUSIONES

La escalada de dosis en CRLA es una estrategia prometedora para mejorar las respuesta tras neoadyuvancia y poder plantear Watch&Wait. En nuestra muestra no hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas lo que indica la importancia de tener en cuenta múltiples factores para alcanzar una respuesta completa.

La RM es esencial en la evaluación de la respuesta tras neoadyuvancia que se correlaciona adecuadamente con la respuesta patológica.

El tratamiento del CRLA sigue siendo un tema en continuo estudio.

IMPRESIÓN 3D COMO PRÁCTICA CLÍNICA HABITUAL DE UN SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA: PUESTA EN MARCHA Y EXPERIENCIA

Ferrando Sánchez, A. (1); Martín González, A. (1); Arroyo Galán, A. (1); Entero González, R. (1); Cabello Murillo, E. (1); D'ambrosi Centeno, R. (1); Gilarranz Moreno, R. (1)
(1) H.U. 12 de Octubre de Madrid;

INTRODUCCIÓN

La aplicación de la impresión 3D (I3D) en radioterapia permite la creación de dispositivos a medida (PS) para la anatomía de cada paciente así como el diseño de maniquíes para control de calidad y dosimetría personalizada. Se identificó la necesidad de trascender el ámbito experimental y desarrollar su implantación clínica mediante un modelo que cumpla con los requisitos legales exigidos.

METODOLOGÍA

Se fijaron una serie de objetivos: explorar tecnologías y estado del arte en el uso y aplicación clínica publicada de I3D en radioterapia, caracterizar física y dosimétricamente materiales, definir un sistema de calidad de PS a medida, modificar flujos de trabajo en radioterapia incluyendo I3D y controles de calidad, generar conocimiento... bajo el marco legal regulatorio: el Reglamento (UE) 2017/745 sobre PS, cuyo artículo 5.5 exige un sistema de gestión de calidad, siendo referente la norma ISO 13485:2016. La legislación de este Reglamento se completa con el RD 192/2023 que distingue la fabricación en hospitales de PS siempre bajo licencia previa de funcionamiento de instalaciones de PS otorgada por la AEMPS (Instrucción PS 1/2022) y la fabricación de PS a medida, cuya licencia la concede cada comunidad autónoma (RD 437/2002).

Se ha tenido que estudiar y diseñar instalaciones desde la prevención de riesgos laborales, elegir software de diseño y asegurar su compatibilidad con modelos de datos de radioterapia, definir las familias de PS a medida fabricables en base a su clase de riesgo y documentar el sistema de garantía de calidad asociado a su diseño, fabricación, puesta en servicio y seguimiento clínico... procurando en todo momento el contacto y la colaboración con otros centros hospitalarios, universidades y empresas especializadas en I3D

RESULTADOS

Hemos definido el alcance de la fabricación a medida en nuestro centro, materiales y tecnologías asequibles y 4 familias de PS para radioterapia con su documentación técnica. En un plazo de cinco años se ha creado la Unidad de Tecnologías Avanzadas en Diseño e Impresión 3D (UTADI3D) con ISO 13485 y licencia de funcionamiento para fabricar PS a medida. En 2024 la UTADI3D ha fabricado 26 de los 144 tratamientos de braquiterapia del servicio de oncología radioterápica (18%).

Cifra creciente a medida que los facultativos del hospital se familiarizan con las posibilidades de la I3D. Hemos integrado la unidad en la plataforma de Biomodelos y Biobancos del Instituto de Salud Carlos III.

CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

Utilizar la I3D en la clínica habitual hospitalaria es un desafío normativo y formativo. Los requisitos legales actuales superan las competencias del especialista sanitario actual, lo que subraya la necesidad de una regulación específica que contemple el rol de los profesionales en unidades de impresión 3D y la figura del ingeniero biomédico. Es necesaria la creación de comisiones clínicas bajo un enfoque multidisciplinar y la implicación de facultativos especialistas en estas unidades. En oncología radioterápica es importante establecer sinergias entre las unidades de I3D y los radiofísicos hospitalarios, responsables del control de calidad de equipos y tratamiento. La colaboración entre profesionales es necesaria para integrar nuevas tecnologías en el ámbito hospitalario.

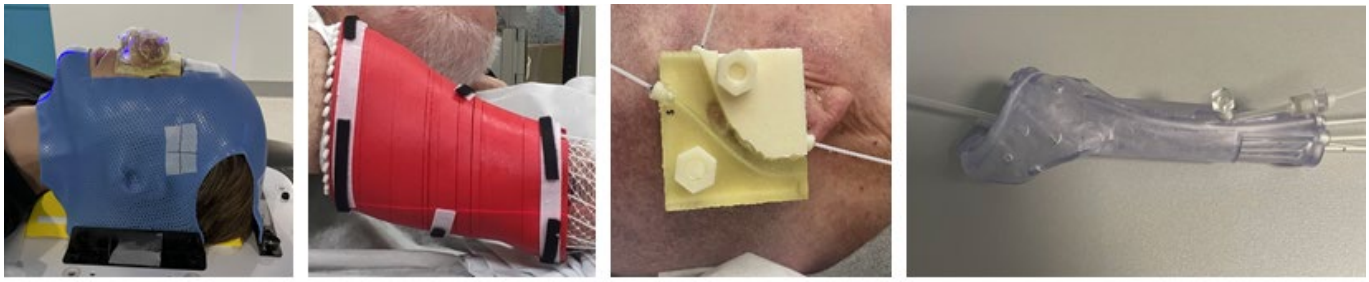


Figura 1. Diferentes PS a medida fabricados por la UTADI3D para radioterapia.

COMPARACIÓN DE LA DETECTABILIDAD EN TC EN DIFERENTES SISTEMAS DE IMAGEN CBCT DE RADIOTERAPIA

Escobar Corominas, I. (1); García De Iturrospe Lizaso, J. (2); Hernández Rodríguez, J. (2); Vicente Bernal, R. (2); Tartilán Buey, A. (2); Benito García, J. C. (2); Montes Fuentes, C. (2); Gómez Llorente, P. L. (2)
(1) Hospital Universitario de Salamanca; (2) Hospital Clínico Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

Nuestro centro dispone de equipos de radioterapia con diversos algoritmos de reconstrucción de CBCT. El objetivo de este trabajo es evaluar diferencias en la detectabilidad y contraste en maniquís con distintos tamaños de espesor.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las imágenes fueron adquiridas en un acelerador TrueBeam y un ETHOS sin Hypersight (Varian Medical Systems), usando el maniquí Mercury 4.0, con 5 módulos de distinto espesor. Las adquisiciones se realizaron usando algoritmos de reconstrucción FDK e iterativo.

Para cada sistema de imagen, se realizaron dos adquisiciones por módulo del maniquí. Los módulos de diámetro 16, 21 y 26 cm se realizaron con protocolo de cabeza mientras que los de 26, 31 y 36 cm se realizaron con protocolo de pelvis, adquiriendo el módulo de 26 cm con ambos protocolos.

El protocolo de cabeza utiliza medio abanico con una tensión de 100 kV y 140 mAs, tomando 500 proyecciones con 0,3 mAs por proyección a 15 proyecciones por segundo. El protocolo de pelvis emplea medio abanico con 125 kV y 1080 mAs, 900 proyecciones con 1,20 mAs por proyección a 15 proyecciones por segundo.

El análisis se realiza mediante el software ImQuest (Duke University), que evalua la TTF, NNPS y la detectabilidad. Se estudian lesiones circulares de 5 mm de diámetro de tres materiales distintos: agua sólida, poliestireno y yodo (10 mg/mL). Se utiliza un modelo gaussiano para la función de trabajo y un modelo de observador con filtro de ojo (NPWE).

RESULTADOS

Los resultados de detectabilidad se muestran en la Figura 1.

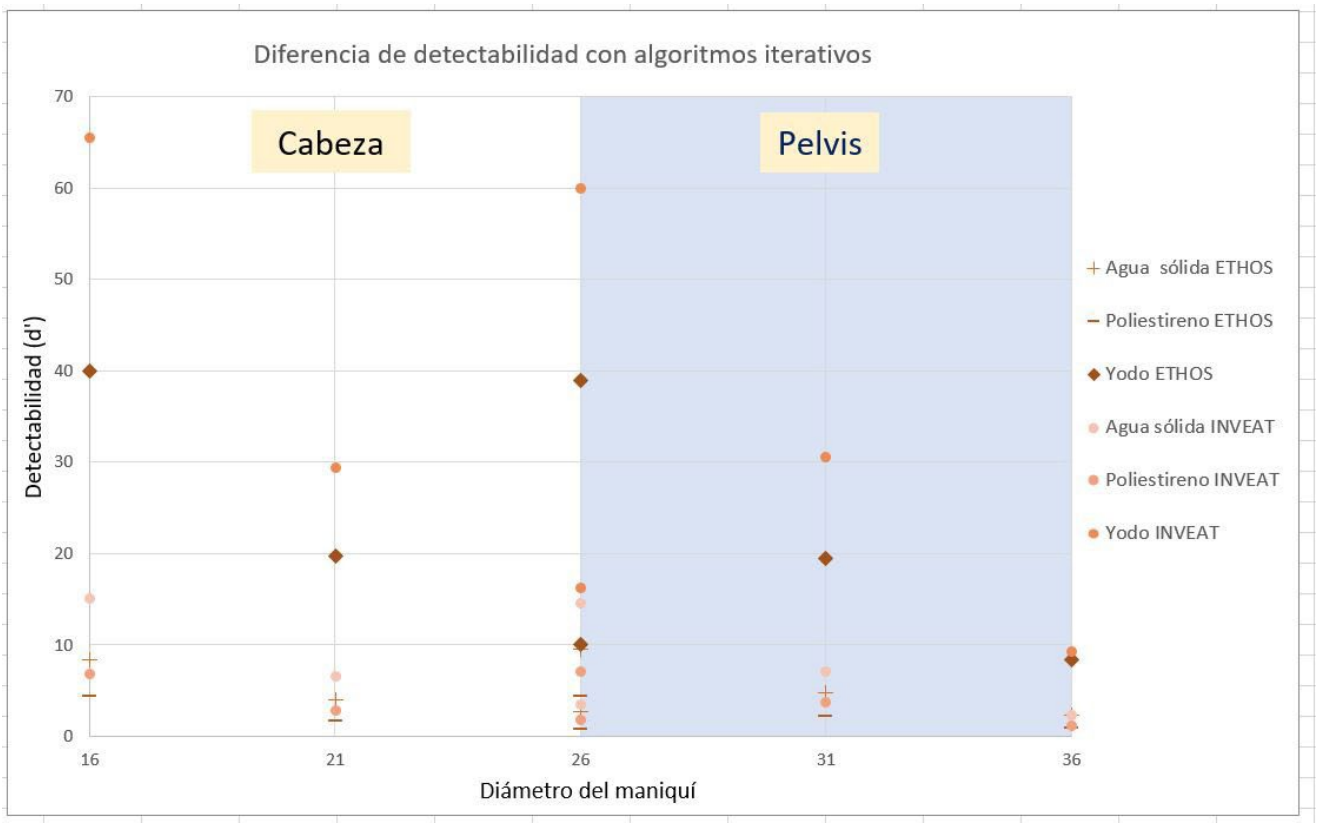


Figura 1. Detectabilidad de distintos materiales según protocolo de adquisición y diámetro del maniquí.

Diferencia entre algoritmos FDK e Iterativa							
Materiales		Agua solida (≈ 100 UH)		Poliestireno (≈ 40 UH)		Yodo (≈ 400 UH)	
Protocolo	Diferencias	TB	ETHOS	TB	ETHOS	TB	ETHOS
Cabeza	Máxima (d')	8,73	1,97	4,35	1,97	36,49	13,14
	Promedio (d')	4,79	1,17	2,41	0,72	20,29	5,69
	Máxima UH	19,3	19,3	28,4	9,2	20,3	20,4
	Promedio (UH)	10,1	11,43	13,43	4,93	14,97	9,4
Pelvis	Máxima (d')	5,96	2,01	2,6	0,38	23,12	8,67
	Promedio (d')	2,5	0,94	1,21	0,27	10,59	3,51
	Máxima UH	18	15,1	10,6	15,2	28,9	15,9
	Promedio (UH)	12,4	5,43	3,93	12,45	27,3	14,63

TABLA 1. Diferencia de detectabilidad y contraste entre algoritmos del mismo equipo (ETHOS y TrueBeam)

DISCUSIÓN

Se observa en la FIGURA 1, la detectabilidad con algoritmo iterativo es mayor en TrueBeam que en ETHOS. Además, la detectabilidad en función del espesor es similar para los protocolos de cabeza y pelvis.

En la TABLA 1 se promedian los valores según el protocolo. Para un mismo acelerador, la variación en la detectabilidad es mayor en TrueBeam que en ETHOS. Los paneles detectores no son considerablemente distintos y, al usar los mismos algoritmos y protocolos, la diferencia puede atribuirse al calibrado de la unidad de imagen. El algoritmo iterativo mejora más en cabeza que en pelvis para ambos equipos.

Las unidades Hounsfield en función del espesor no varían significativamente con el equipo ni el algoritmo. Existe una pequeña dependencia inversa en pelvis con el espesor del maniquí, debido a diferencias entre el tamaño del maniquí y los utilizados para la calibración. La constancia de unidades Hounsfield es adecuada en el rango de espesores estudiado en cabeza, incluso con 26 cm.

CONCLUSIONES

Dada la fuerte dependencia de la detectabilidad con el tamaño del paciente, sería recomendable definir protocolos adaptados al tamaño, para mejorar la detectabilidad en espesores grandes sin incrementar mucho la dosis.

El algoritmo iterativo proporciona mejores resultados que el algoritmo FDK, siendo el TrueBeam el más beneficiado del algoritmo iterativo.

RESIS-ITS. IMAGE TRACKING SOFTWARE PARA RADIOTERAPIA

Rodríguez Aranda, A. (1); Estrada Pastor, Ó. (2)
(1) Hospital Universitario de Lanzarote Doctor José Molina Orosa; (2) Hospital Universitario de Las Palmas de Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

Este trabajo presenta una interfaz gráfica (GUI), llamada RESIS-ITS, conteniendo pruebas QA con seguimiento por imagen.

El objetivo de este software es encontrar discrepancias entre el centro del campo de radiación, de imagen y de los maniquís QA usados antes de un tratamiento de radioterapia (RTT) con rotaciones de mesa en LINACs.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se lleva a cabo un estudio de QA diario durante seis meses usando una GUI desarrollada en MATLAB conteniendo pruebas de análisis QA con giros de mesa en RTT.

Las pruebas de QA consisten en tomar imágenes kV y MV de los maniquís CIRSMobius y Skull colocados en la mesa de un TrueBeam (TB) con siete rotaciones de camilla distintas. El plan QA se diseña en VarianEclipse16.1.

RESIS-ITS utiliza la imagen del maniquí y calcula el centro y las discrepancias en los ejes x e y del campo de radiación, del portal de imagen (PD) y de los maniquís, así como sus desviaciones angulares para cada posición de mesa, todo ello con respecto a las referencias (camilla en 0º). La tolerancia es de 1 cm y 0.5º. Además, añade puntos virtuales y reconoce facciones de los maniquís (ver FIGURA 1).

Todos los resultados se verifican y comparan utilizando software externos de análisis de imágenes (Pylinac y Mobius-Dose- Lab).

RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra una vista de RESIS-ITS con todas sus aplicaciones y resultados mostrados por pantalla.

En la TABLA 1 se recogen parte de esos resultados presentando las discrepancias en desplazamientos para cada eje medidos por Pylinac, RESIS-ITS y Dose-Lab, junto con las diferencias entre RESIS-ITS y Dose-Lab.

	Pylinac		**RESIS ITS**		**Dose-Lab**		RESIS ITS vs Dose-Lab
Rotación de mesa (º)	Δx (mm)	Δy (mm)	Δx (mm)	Δy (mm)	Δx (mm)	Δy (mm)	Δd (mm)
0	0.36	1.08	0.21	0.72	0.30	0.66	0.11
30	1.17	1.18	0.91	0.66	0.77	0.73	0.16
60	1.48	0.75	1.36	0.51	1.07	0.50	0.29
90	1.79	0.23	1.29	0.19	1.22	0.17	0.07
270	-0.11	0.15	-0.10	0.14	-0.11	0.10	0.04
300	-0.22	0.38	-0.11	0.31	-0.19	0.18	0.15
330	0.07	0.75	0.05	0.52	0.03	0.57	0.05

Tabla 1. Principales diferencias respecto a la referencia (camilla en 0º) en los ejes x e y para cada modelo usado (Pylinac, RESIS-ITS y Dose-Lab) en nuestra prueba diaria de QA durante seis meses. También se muestra las diferencias entre RESIS-ITS frente a Dose-Lab.

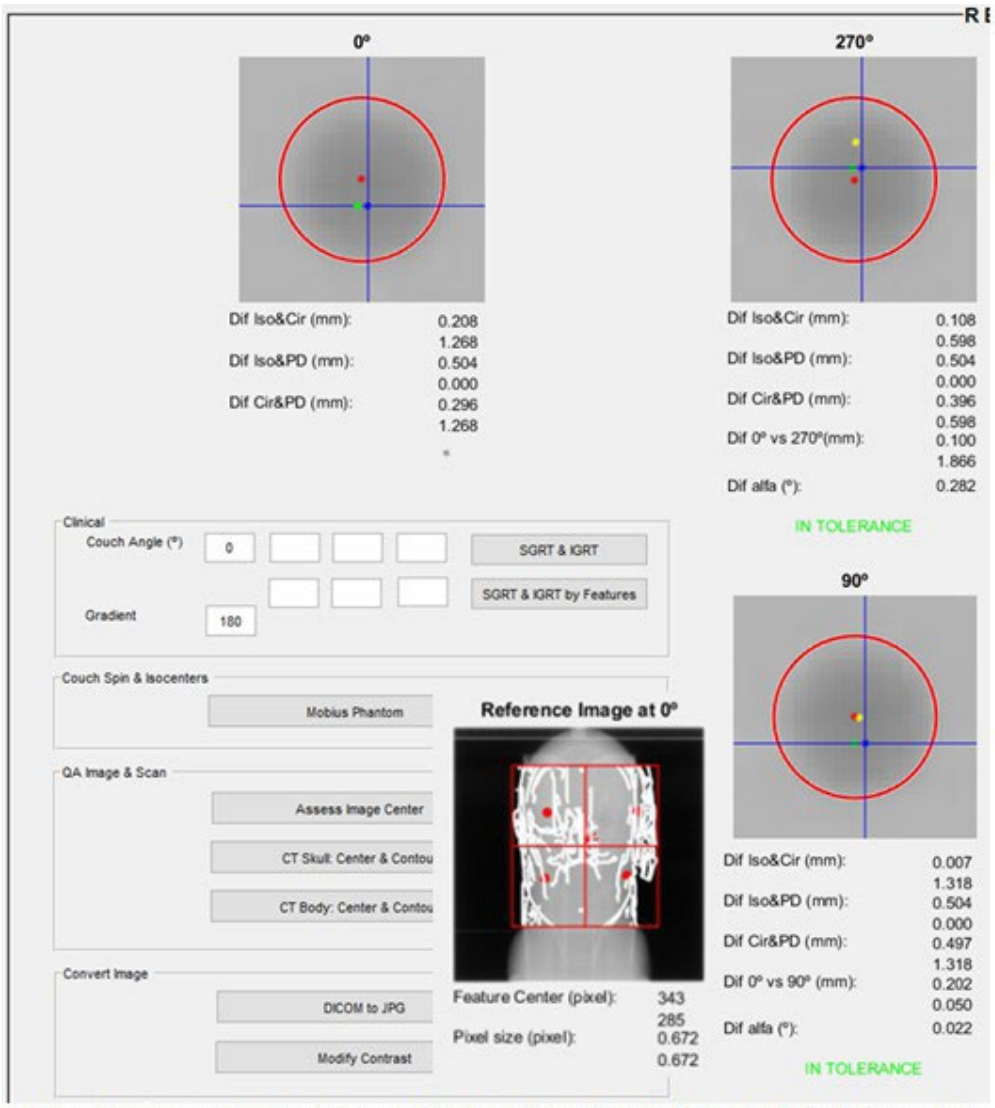


Figura 1. Parte de la vista general del software RESIS-ITS en el modo Couch Spin & Isocenters. La aplicación de software muestra las diferencias en milímetros para los ejes x e y y el ángulo de desviación en grados para cada rotación de mesa en comparación con la imagen de referencia (aquella tomada con mesa a 0°). Dif Iso&Cir es la diferencia entre el Isocentro de Radiación (punto verde) y el Centro del Círculo (punto rojo), Dif Iso&PD representa la diferencia entre el Isocentro de Radiación y el centro del Portal-Imager (línea azul y punto), Dif Cir&PD muestra la diferencia entre el centro del círculo y el centro del Portal-Imager. Dif 0° vs ángulo es la diferencia entre el ángulo de rotación específico de la mesa respecto a la mesa en 0°. Dif alfa (°) es la desviación en el ángulo de la posición de la mesa relacionada con 0°. El centro del círculo en 0° se muestra usando un punto amarillo para cada rotación de la mesa.

DISCUSIÓN

En general, Pylinac muestra desplazamientos más grandes, especialmente en el eje x. A 60°, Pylinac muestra 1.48mm, mientras que RESIS-ITS y Dose-Lab: 1.36mm y 1.07mm, respectivamente. De manera similar, en el eje y, Pylinac tiende a dar valores más grandes, como 1.08mm a 0°, en comparación con 0.72mm de RESIS-ITS y 0.66mm de Dose-Lab. Las discrepancias respecto a la referencia (mesa a 0°) en cada eje tienden a ser más pequeñas para RESIS-ITS que para Pylinac, especialmente a 30°, 60° y 90°, con discrepancias superiores a 0.5mm (1.5 píxeles).

RESIS-ITS y Dose-Lab muestran valores muy similares en cada eje, con discrepancias generalmente por debajo de 0.2mm. En general, estas discrepancias están dentro de 0.5mm en todas las posiciones y rotaciones de la camilla, apareciendo las menores a 90° y 270° con 0.07mm y 0.04mm, lo que indica una fuerte concordancia. La mayor diferencia se observa a 60° (0.29mm), donde RESIS-ITS se desvía ligeramente. Esta consistencia general destaca la fiabilidad de RESIS-ITS para QA.

CONCLUSIONES

RESIS-ITS demuestra una alta fiabilidad en la detección de discrepancias durante las rotaciones de mesa en LINACs, mostrando una fuerte concordancia con Dose-Lab, con la ventaja de ser un software home-made gratuito. Recomendamos que RESIS-ITS se incorpore a las pruebas QA rutinarias para la verificación de las rotaciones de mesa antes de un tratamiento de radioterapia utilizando rotación de mesa.

MODELIZACIÓN Y VERIFICACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS EN PROTONTERAPIA EN PRESENCIA DE IMPLANTES METÁLICOS

Perez Moreno, J. M. (1); Cerrón Campoo, F. (2); Vera Sánchez, J. A. (2); Castro Novais, J. (2); Lorenzo Villanueva, I. (1) ; Canals De Las Casas, E. (2); Marti Asenjo, J. (2); Mazal, A. (2)
(1) Centro de Protonterapia Quirónsalud

OBJETIVO

Definir un protocolo para la definición geométrica y contorneo de implantes metálicos en el sistema de planificación (TPS) y verificar la precisión del cálculo en sus proximidades.

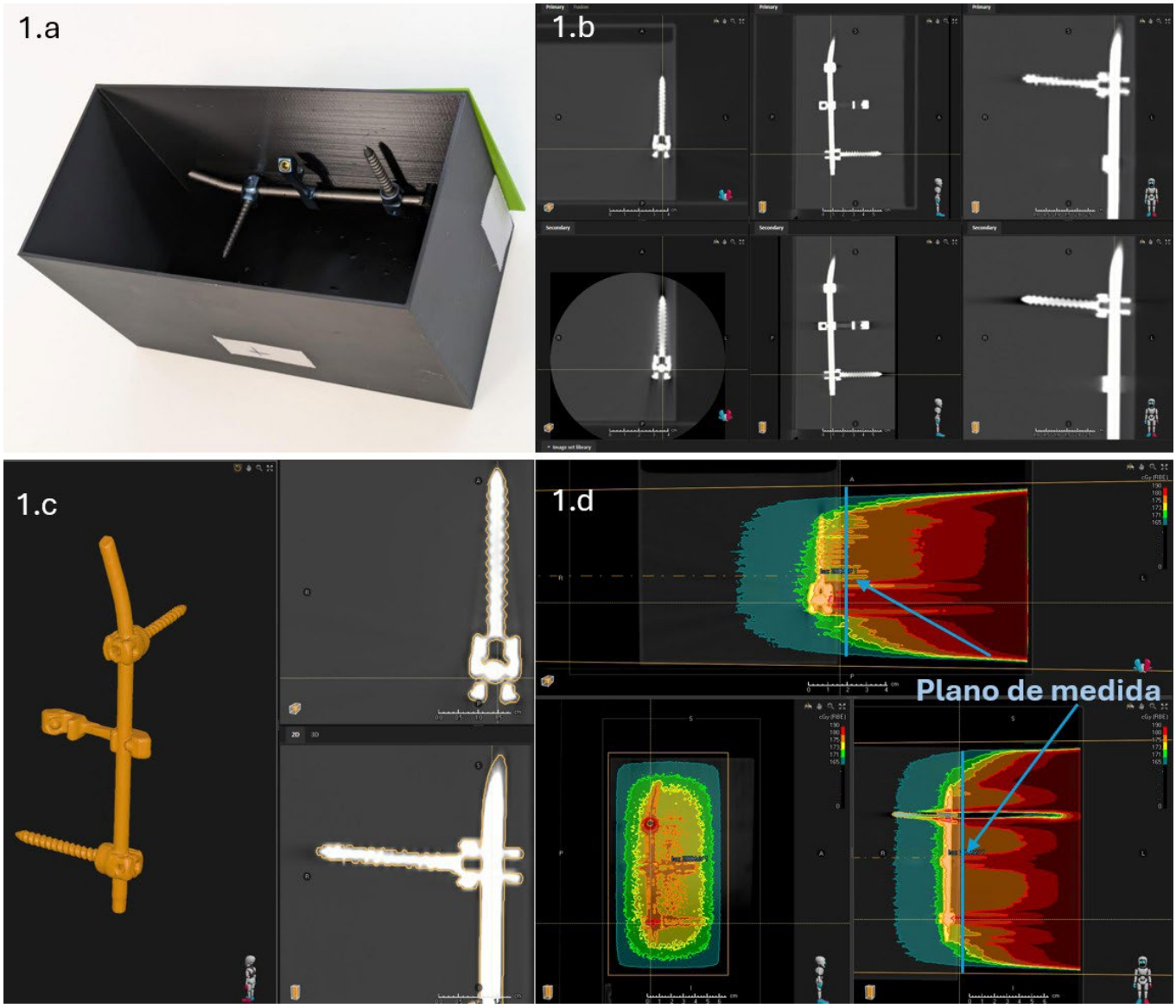
MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha diseñado un maniquí rectangular inundable que permite posicionar de forma precisa un implante metálico simplificado de titanio, consistente en una barra, un puente de unión y dos tornillos en diferentes orientaciones. La barra se alinea de forma perpendicular a los planos axiales (fig 1a). Las imágenes de CT se han adquirido en un CT Revolution (GE) empleando el protocolo estándar de cabeza del departamento con un grosor de corte de 0.625. Posteriormente se ha llevado a cabo una reconstrucción secundaria con el FOV más pequeño posible (SFOV) compatible con la visualización completa del implante (fig 1b).

El implante metálico se ha contorneado en el TPS Raystation. El nivel y la ventana se han ajustado de forma que el diámetro de la barra coincida con su valor real conocido. Estos valores se han utilizado para un contorneo automático basado en umbrales en el CT con SFOV y, una vez revisado, se ha sobreescrito el material a titanio con densidad 4.54 g/cm^3 (fig 1c). Estos contornos se han mapeado al CT standard usado para cálculo.

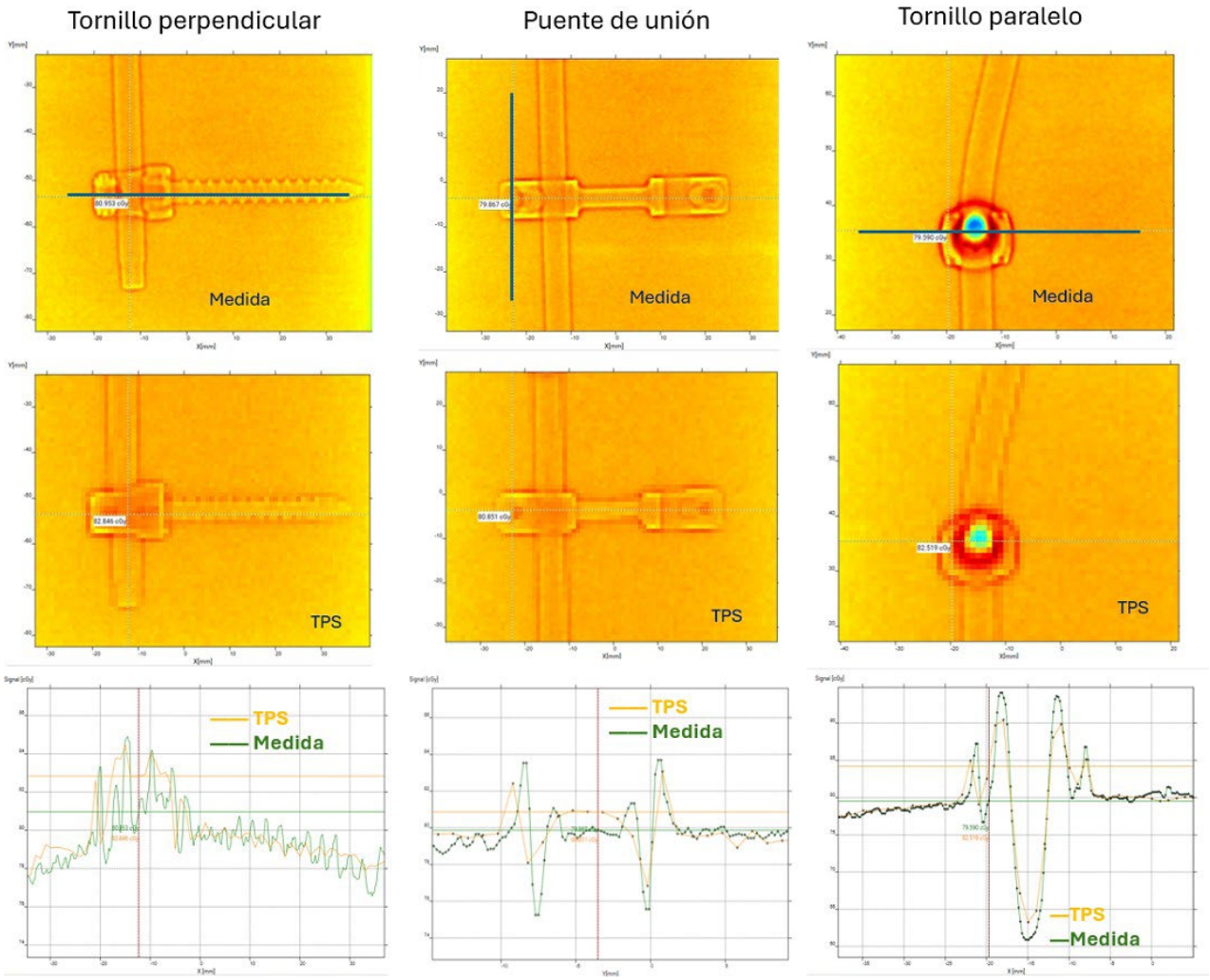
Se han calculado haces laterales monoenergéticos de protones de 150 y 200 MeV y forma rectangular de tamaño 10x20 cm^2 empleando el algoritmo clínico Monte Carlo, en una matriz de cálculo de 1mm de resolución y 0.2% de incertidumbre (fig 1c). La dirección del haz se ha escogido de forma que sea perpendicular a un tornillo y paralelo al otro.

El haz se ha irradiado en un sistema Proteus One (IBA) midiendo la dosis en un plano entre 4 y 8 mm tras el implante con un EPID portátil Sphinx Compact (IBA Dosimetry), calibrado en dosis absorbida en haces de protones (fig 1d).



RESULTADOS

El procedimiento de contorneo ha permitido el contorneo del implante metálico con una resolución de 0.2 mm, conforme al tamaño del píxel de la imagen SFOV. El procedimiento se ha verificado en casos clínicos y permite definir de forma rápida estos implantes, incluso en caso de geometrías complejas.En la figura 2 se muestra la comparación de dosis en el plano de medida para 200 MeV. El cálculo del TPS reproduce los mismos picos y valles medidos y mostrados por los perfiles en las diferentes zonas del implante. Las diferencias máximas se observan en la zona del tornillo paralelo al eje del haz (0-4.5%), mientras que esos valores disminuyen al 0-2.1%, 1% y <05% en las zonas del puente, tornillo perpendicular y barra, respectivamente. Algunas de estas diferencias parecen relacionadas con la limitada resolución de cálculo (1 mm) frente a la resolución del detector (0.2 mm).



CONCLUSIÓN

El procedimiento de definición semiautomática de implantes metálicos junto con los algoritmos de reducción de artefactos metálicos en el CT y el cálculo clínico mediante Monte Carlo, permiten el modelado preciso de implantes metálicos complejos en la planificación de tratamientos en Protonterapia.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

ESTUDIO DOSIMÉTRICO EN UNA NUEVA TÉCNICA OPTIMIZADA DE RADIOTERAPIA CON FRACCIONAMIENTO ESPACIAL: RADIOTERAPIA MINIGRID

González Kölmel, E. (1); Sánchez García, M. (1); Luna Vega, V. (1); Prezado Alonso, Y. (2)
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago; (2) Centro de Investigación en Medicina Molecular y Enfermedades Crónicas (CIMUS)

INTRODUCCIÓN

A pesar de las notables mejoras en la conformación de la dosis, las tolerancias del tejido normal siguen comprometiendo un tratamiento eficaz de muchos tumores en los tratamientos de radioterapia clínica actual. Nuevos enfoques terapéuticos como la radioterapia con fraccionamiento espacial (SFRT) reducen estas toxicidades y podrían mejorar el resultado de los tratamientos [1].

La SFRT clínica (GRID y Lattice) emplea tamaños de haz relativamente grande (en torno a 1 cm^2) quedando relegada a tratamientos paliativos. Hemos propuesto una nueva técnica llamada MiniGRID para aprovechar al máximo los efectos de

dosis-volumen y otras ventajas de la SFRT. MiniGRID emplea haces de solo 2 mm^2 [2] y, en radiaciones cerebrales en ratas, consigue aumentar 2,5 veces la tolerancia del tejido sano frente a terapia GRID convencional [3].

Un reto de técnicas como MiniGRID es la dosimetría. Los perfiles de dosis consisten en picos y valles cuya dimensión obliga a emplear detectores con alta resolución espacial (0.1 mm). En este trabajo se presenta un estudio comparativo para validar dos de estos detectores en el contexto MiniGRID con haces de mega-voltaje.

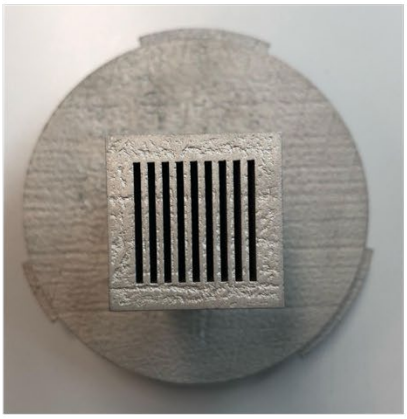
MATERIAL Y MÉTODOS

El patrón del campo MiniGRID producido puede verse en la figura 1 junto con el colimador usado para generarlo en un acelerador TrueBeam. Se comparan las FWHM y relación dosis pico-valle (PVDR) a distintas profundidades.

Las medidas se realizaron con un detector de diamante PTW microDiamond (TM60019) en cuba PTW-MP3 y con placa radiocrómica EBT-XD en un maniquí de agua sólida RW3.

Para las medidas en cuba, el microDiamond se colocó transversalmente para emplear la máxima resolución espacial de 1 mm. Las placas radiocrómicas se escanearon con una resolución de 600dpi, dando lugar a un tamaño de píxel de 40 mm.

Las medidas se realizaron a varias profundidades (5, 10, 20, 30, 50 mm) manteniendo SSD=100cm.



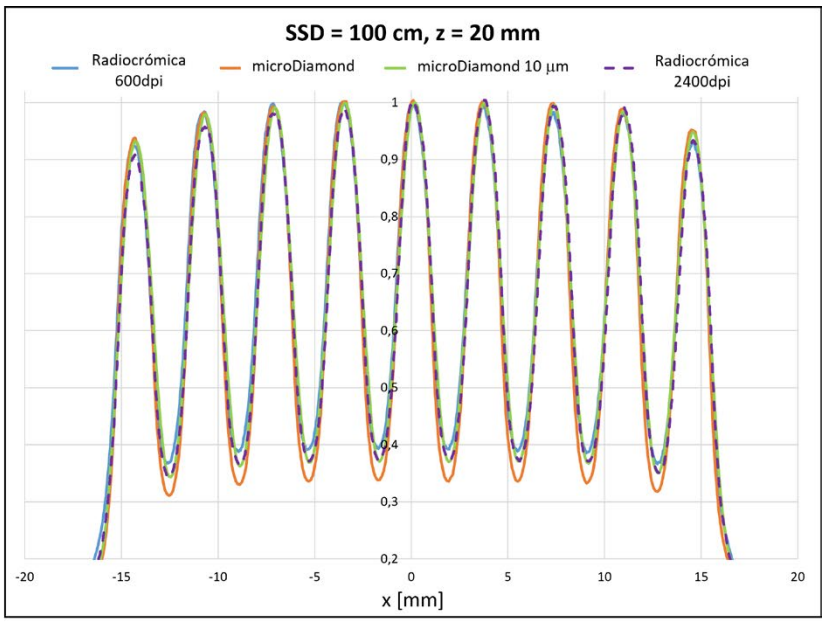


Figura 1: Colimador para conformar campo GRID y campo de radiación producido. Los FWHM de cada pico en isocentro son aproximadamente 1,7mm

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las anchuras de los picos determinados con ambos detectores son compatibles dentro de incertidumbres. Por el contrario, los PVDR medidos con microDiamond son entre un 13% y 16% mayores. Una posible explicación podría ser la diferente resolución de ambos sistemas.

Para verificar esta hipótesis se vuelven a escanear dos placas a la máxima resolución disponible (2400 dpi) y se compara el PVDR con el obtenido de aplicar una media móvil al perfil con diamante, de modo que ambas medidas tengan la misma resolución efectiva (10 mm) (figura 1). Las diferencias en PVDR a distintas profundidades se reducen por debajo del 0,4%.

La figura 2 muestra que es posible relacionar los valores de PVDR a ambas resoluciones con un factor constante independiente de la profundidad.

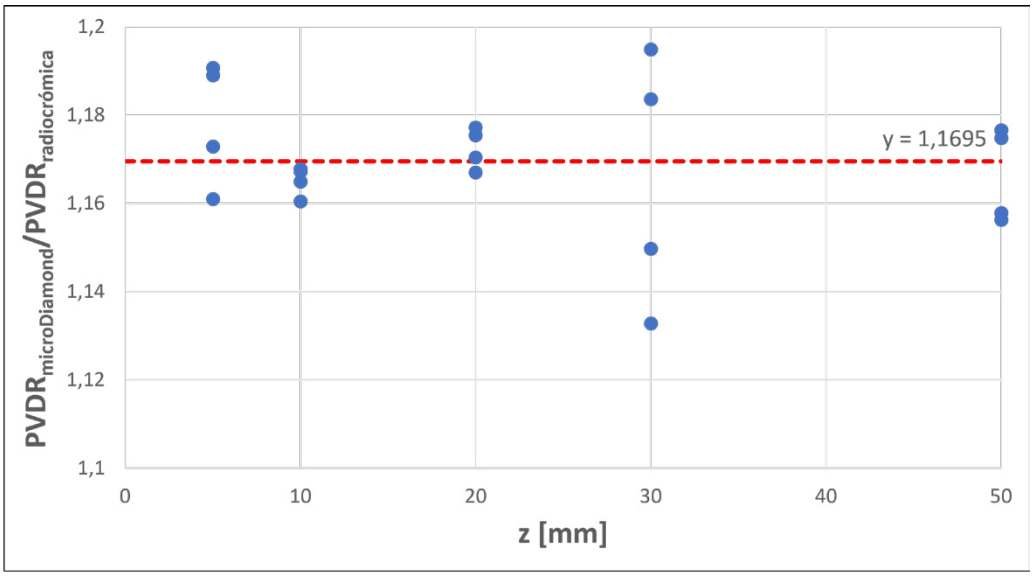


Figura 2. Relación entre PVDR a distintas profundidades para microDiamond (resolución 1 μm) y radiocrómica (resolución 600 dpi ≈ 40 μm).

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha comprobado que dos detectores tan distintos como el diamante y la placa radiocrómica producen medidas coherentes de las características de campos MiniGRID. El diamante ofrece mayor resolución trasversal, pero la placa radiocrómica permite medir campos con distribuciones más complejas a la empleada en este estudio y prácticamente a cualquier profundidad (relevante para estudiar efectos en piel).

REFERENCIAS

Ver documento adjunto

DOSIMETROS DE CARBURO DE SILICIO RESISTENTES A LA RADIACIÓN PARA RADIOTERAPIA DE PROTONES Y FLASH

Lopez Paz, I. (1); Guardiola, C. (2); Fleta, C. (2); Henao, Á. (2); Gomez, F. (3); Heinrich, S. (4); Jimenez-Ramos, M. C. (5)
(1) Instituto de Microelectrónica de Barcelona (IMB-CNM, CSIC); (2) Instituto de Microelectrónica de Barcelona (IMB-CNM); (3) Departamento de Física de Partículas, Universidade de Santiago de Compostela; (4) Institut Curie, PSL Research University; (5) Centro Nacional de Aceleradores, Dpto. de Física Aplicada II, Universidad de Sevill

Las radioterapias de protones y FLASH aprovechan, respectivamente, del control del rango de la radiación por el Pico de Bragg y la reducción de la toxicidad en tratamientos con Tasas de Dosis Ultra Altas o UHDR por sus siglas en inglés (irradiaciones de >40 Gy/s y de <100 ms de duración), en ocasiones en combinación. Sin embargo, estas modalidades de tratamiento carecen de opciones dosimétricas, en particular la terapia FLASH, dada la radiación de alta intensidad y los pulsos rápidos.

El carburo de silicio (SiC) es un material de respuesta rápida, resistente a la radiación y de bajo coste, que se está siendo estudiado en el Instituto de microelectrónica de Barcelona (IMB-CNM) como una solución para la dosimetría y el control de calidad (QA) en los modos de tratamiento FLASH. En particular, se han fabricado nuevos diseños de dosímetros de SiC en obleas epitaxiales de 50 y 3 μm que se han caracterizado en diferentes calidades de radiación: desde rayos X de 6 MV en tasas convencionales (en la Universidad de Santiago de Compostela [2]) hasta modalidades FLASH de electrones de 7 MeV (PTB [3] e Inst. Curie) y protones de 7 MeV (Centro de Microanálisis de Materiales), entre otras.

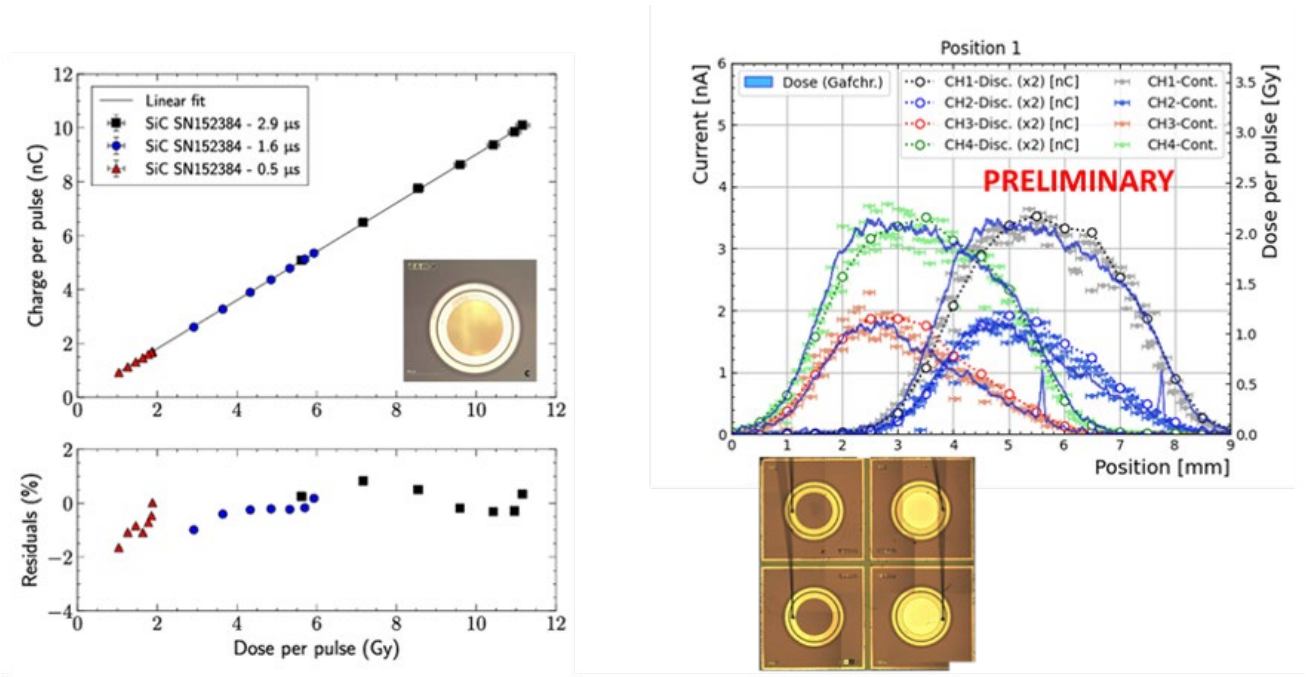


Figura 1. Izquierda: Linealidad de la sensibilidad demostrada por un diodo de SiC producido en el IMB-CNM probado con pulsos de electrones de 6 MeV [3]. Derecha: Perfil de un haz de protones no-homogéneo de 7 MeV obtenido con una matriz de 2x2 píxeles.

Esta presentación es una descripción general de las capacidades tecnológicas demostradas y la confiabilidad de nuestros dosímetros de SiC tanto en condiciones convencionales como FLASH. Los dosímetros fabricados van desde diodos

individuales hasta conjuntos de detectores que permiten una dosimetría con resolución espacial. Por ejemplo, demostramos que la linealidad de la dosis por pulso es superior al 2-3% (Figura 1 (izquierda)), manteniendo una respuesta lineal a más de 10 Gy por pulso con haces de electrones de microsegundos. Además, se demostró en un haz pulsado de protones de 20 µs la posibilidad del uso de dispositivos de SiC para monitorización de haces con un detector de matriz 2x2 píxeles como prueba de concepto (Figura 1 (derecha)). Actualmente, se está fabricando en IMB-CNM un primer conjunto grande de 400 diodos de SiC con un diámetro de 600 µm, con un paso de 1 mm, para el monitoreo del haz FLASH, con el objetivo de abarcar unos 20 cm. Estos resultados mostraron que el SiC es una alternativa al diamante debido a su relación costo- beneficio y escalabilidad, así como al silicio debido a su menor pérdida de sensibilidad causado por el daño por radiación.

Presentamos el estado del arte de la tecnología SiC desarrollada en el IMB-CNM, que es lo suficientemente madura para producir dosímetros precisos para nuevas modalidades de radioterapia.

REFERENCES

MC. Vozenin et al 2022 Nat Rev Clin Oncol 19, 791–803

Ivan Lopez Paz et al 2024 Sci Rep 14, 6131

Celeste Fleta et al 2024 Phys. Med. Biol. 69 095013

CALORÍMETRO DE GRAFITO PORTÁTIL PARA DOSIMETRÍA DE REFERENCIA IN SITU Y CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN EL HAZ DEL USUARIO

Gómez Fernández, N. (1); Deus Abreu, J. (2); Pérez Fernández, M. (3); Gómez Rodríguez, F. (1); González Castaño, D. M. (1)
(1) Laboratorio de Radiofísica (USC); (2) Uvigo; (3) Galaria

INTRODUCCIÓN

Se presenta un calorímetro de grafito portátil para la dosimetría de referencia de haces de protones, fotones y electrones en centros clínicos. Su diseño permite medir con exactitud dosis absorbida en agua sin necesidad de vacío, lo que facilita su portabilidad y uso clínico. El sistema permite además,calibrar cámaras de ionización y evaluar factores correctores para las calidades de haz del usuario.

MATERIALES Y MÉTODOS

El sistema consta de varios cilindros concéntricos de grafito separados por aire, con un núcleo donde se mide la dosis absorbida en grafito.Dos termistores registran la temperatura mediante un puente de Wheatstone. El control térmico se realiza mediante un lazo PID, el sistema está dentro de una cuba de PMMA para mejorar el aislamiento térmico. Se determinó experimentalmente la capacidad calorífica específica del grafito. Se realizaron simulaciones de Monte Carlo para evaluar factores de corrección dosis grafito-dosis agua. Se realizaron simulaciones numéricas para determinar las pérdidas térmicas.

Se llevó a cabo una intercomparación con el National Physical Laboratory (NPL) mediante la calibración de seis cámaras de ionización usando como patrón el calorímetro.Se realizó una campaña de mediciones en centros hospitalarios con el fin de estudiar la viabilidad del uso del calorímetro para realizar medidas dosimétricas en estos centros, incluyendo medidas en tomoterapia y protonterapia.

RESULTADOS

Las pérdidas térmicas fueron mínimas para campos superiores a 5 cm×5 cm, con un factor de corrección de 1.0015. La repetibilidad en las medidas osciló entre 0.16% y 0.77% (en función de la tasa de dosis) para cobalto-60 y 0.03% para 6 MV, con una reproducibilidad entre 0.10% y 0.42%.

La intercomparación mostró una concordancia del 0.1%, con diferencias locales relativas del 0.14% para las distintas cámaras calibradas.

En las medidas hospitalarias, la diferencia con los equipos clínicos fue del 0.3% en promedio y un máximo del 0.8%. La incertidumbre asociada a la medida en centro clínico es de un 0.52% (k=1).

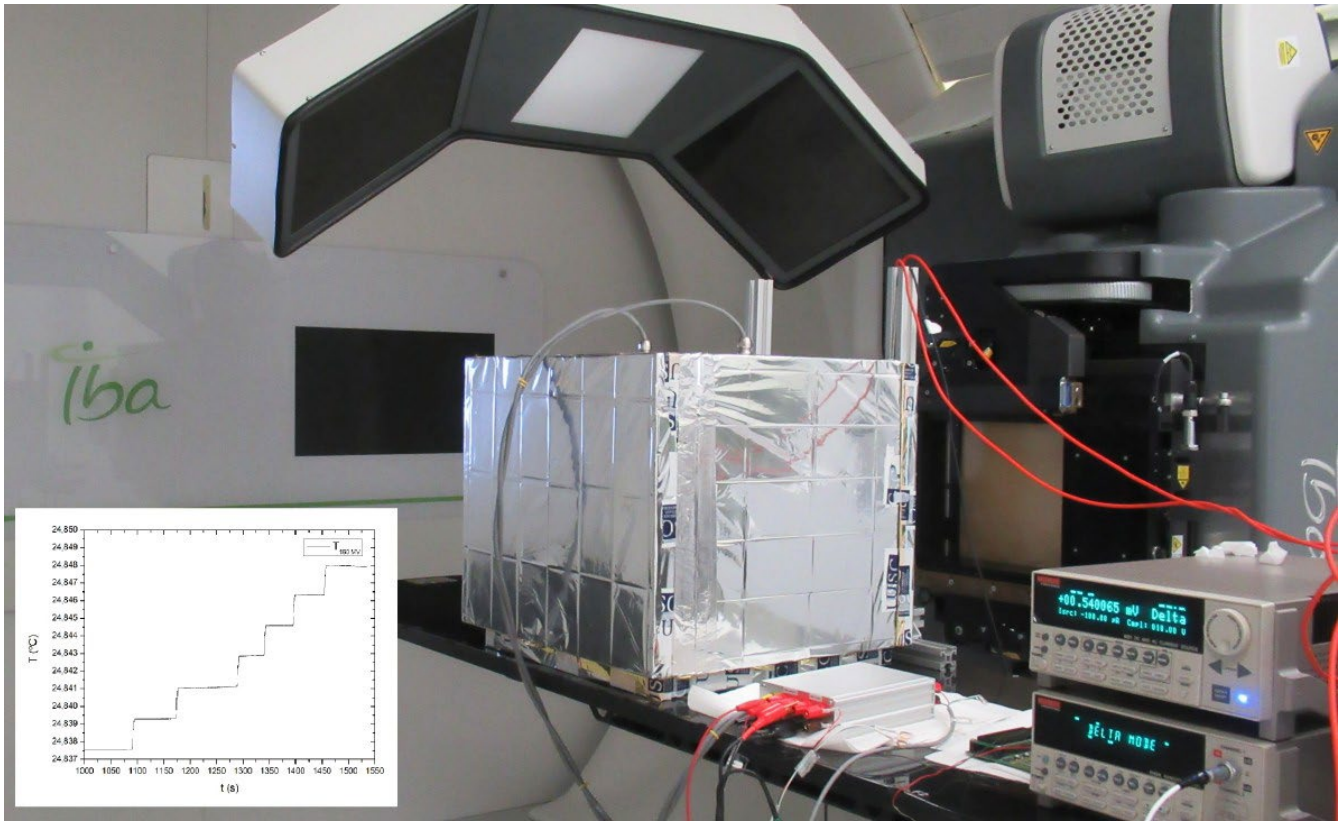


FIGURA 1: Montaje del calorímetro en una sala de protonterapia y ejemplo de medidas.

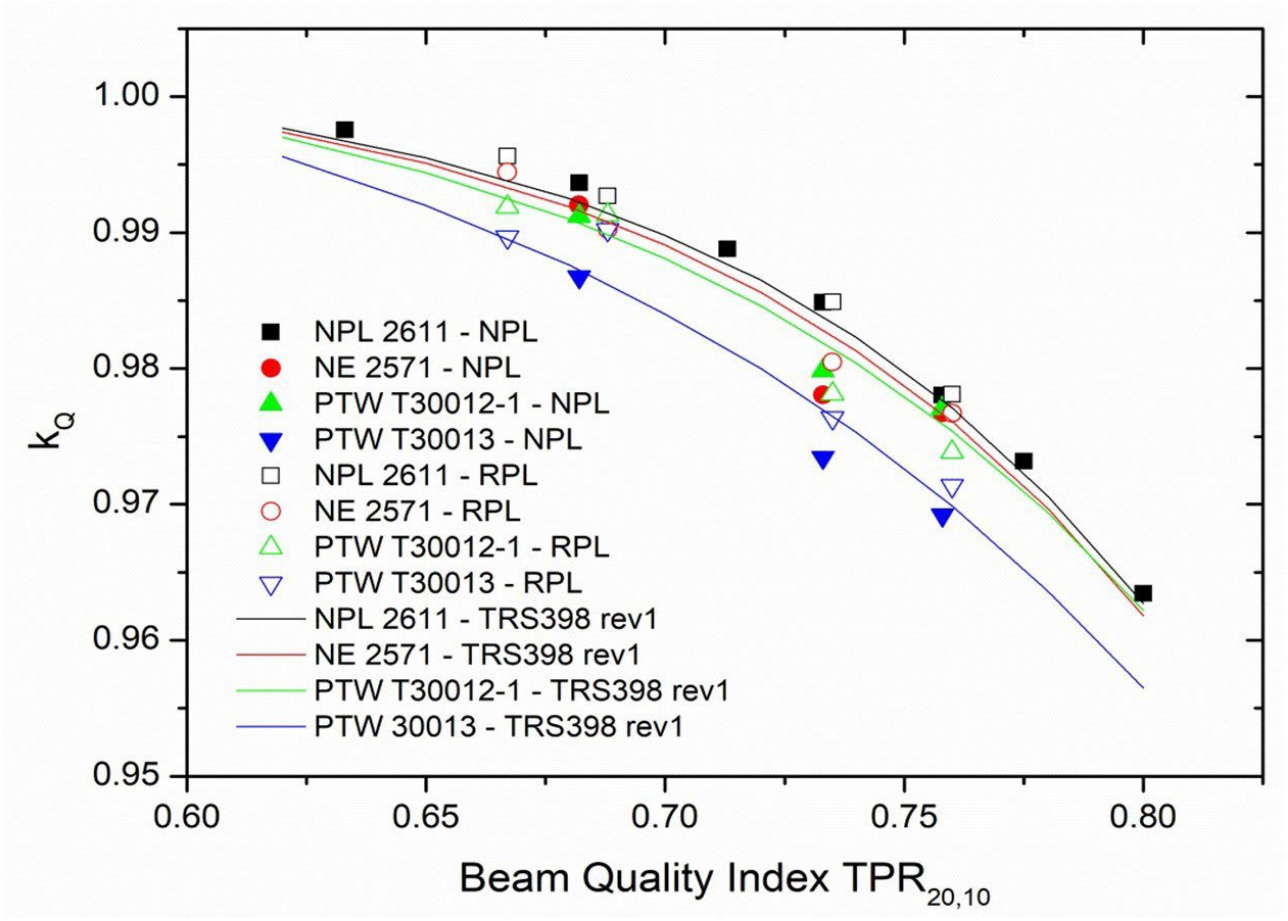


FIGURA 2 Factores correctores de calidad de haz como función del TPR2010 medido en el NPL y en el RPL Discusión

El sistema logró una excelente estabilidad térmica y, al no usarse vacío, se simplificó el diseño, sin incrementar las pérdidas térmicas sustancialmente. La portabilidad se confirmó tras 8000 km de transporte sin fallos. El tiempo de ocupación de sala en centros hospitalarios fue menor a tres horas, siendo viable para uso en auditorías dosimétricas.

El calorímetro mostró una diferencia promedio del 0.3%, lo que confirma su precisión en la dosimetría clínica, con una incertidumbre equiparable a la de un patrón primario.

CONCLUSIONES

Se ha utilizado con éxito en calibraciones de cámaras de ionización, en auditorías dosimétricas en hospitales y en la determinación de factores de corrección por calidad de haz. También ha sido probado con éxito en hace de electrones y protones.

En conclusión, este sistema es una herramienta fiable y precisa para la dosimetría clínica y la calibración de equipos, con potencial para diversas aplicaciones en radioterapia.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

ANÁLISIS DE ESTRATEGIAS PARA CONTROLAR LA COMPLEJIDAD DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO DE VMAT

Lara Aristimuño, Í. (1); Álvarez Bernardo, L. (1); Rovira Sánchez, P. (1); Hernández Masgrau, V. (1)
(1) Hospital Universitari Sant Joan de Reus

INTRODUCCIÓN

Es conocido que los planes de tratamiento de alta complejidad son menos robustos frente a incertidumbres tanto en la unidad de tratamiento como en los algoritmos de cálculo, por lo que analizar su complejidad es especialmente importante para la evaluación de dichos planes en VMAT. Este estudio analiza diferentes estrategias de optimización para minimizar la complejidad manteniendo los planes clínicamente aceptables.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron retrospectivamente pacientes de próstata, pelvis, cabeza y cuello, pulmón y radiocirugía. Se generaron planes con el *TPS Eclipse (Varian)* para aceleradores *TrueBeam* y *Halcyon* usando distintos niveles de la herramienta *Aperture Shape Controller (ASC)* ,y limitando las unidades monitor (UM). Para calcular las métricas de complejidad se emplearon códigos propios desarrollados en *Python* y *MATLAB (PlanAnalyzer)*.

La optimización constó de tres etapas:

- Reoptimización sin control de complejidad, manteniendo los objetivos originales del plan clínico en el optimizador.
- Activación de la herramienta *ASC* en nivel "*Moderate*".
- Reducción progresiva de UM, manteniendo los planes clínicamente aceptables.

Se aceptaron planes con diferencias en dosis <2% para las restricciones dosis-volumen de los órganos de riesgo, y <1% para dosis máxima y cobertura con la isodosis del 95% (V95%) en el volumen objetivo (*PTV*).

La complejidad fue evaluada mediante las métricas *Modulation Complexity Score (MCS), Plan Irregularity (PI), MU/cGy y Plan Aperture Modulation (PAM).*

RESULTADOS

Las principales métricas de complejidad para los casos de próstata se presentan en la Tabla 1 y su evolución en la Figura 1.

Unidad	Métrica	Etapa 1 (*Off*)	Etapa 2 (*ASC*)	Etapa 3 (UM)	Variación (%)
TrueBeam	UM/cGy	3.79 ± 0.81	3.43 ± 0.62	2.14 ± 0.21	-43.3%
	PAM	0.52 ± 0.13	0.47 ± 0.14	0.17 ± 0.10	-68.1%
	PI	9.48 ± 2.22	7.17 ± 1.68	3.55 ± 1.07	-62.6%
	MCS	0.18 ± 0.04	0.22 ± 0.05	0.36 ± 0.07	97.0%
Halcyon	UM/cGy	4.34 ± 1.03	4.28 ± 0.97	2.56 ± 0.26	-41.1%
	PAM	0.52 ± 0.12	0.51 ± 0.13	0.23 ± 0.08	-53.3%
	PI	6.04 ± 1.12	5.95 ± 1.13	3.85 ± 0.83	-36.2%
	MCS	0.22 ± 0.05	0.23 ± 0.06	0.34 ± 0.05	52.0%

Tabla 1. Valores de las métricas de complejidad calculados con *PlanAnalyzer* y *Python* en las tres etapas del proceso y variación porcentual de la primera a última etapa para las dos unidades de tratamiento usadas (*TrueBeam* y *Halcyon*). Unidades monitor por centriGray prescrito *(UM/cGy), Plan Aperture Modulation* (*PAM*), *Plan Irregularity (PI)* y *Modulation Complexity Score (MCS).*

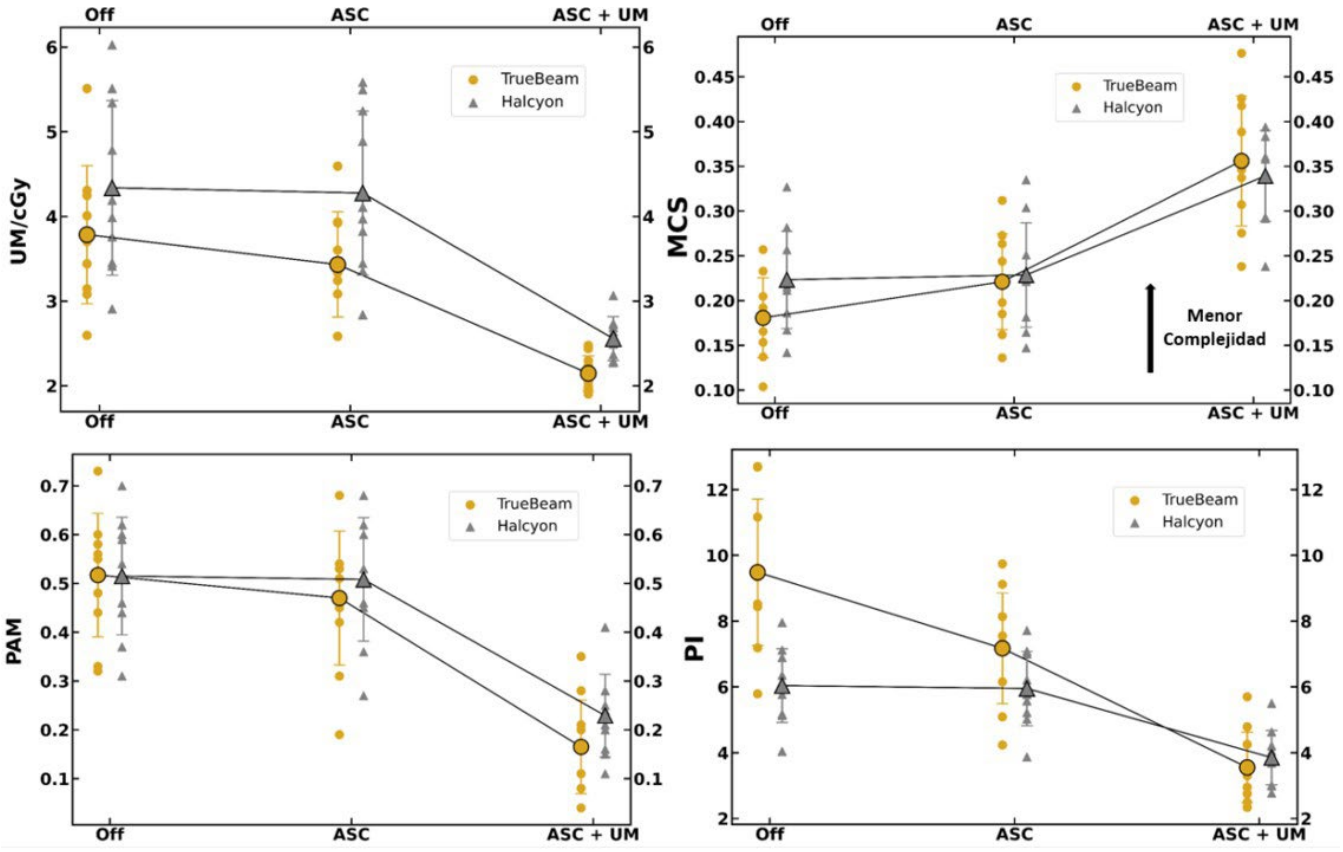


Figura 1. Evolución de las métricas de complejidad en cada una de las etapas de la optimización para las cuatro métricas analizadas: Unidades monitor por centriGray prescrito *(UM/cGy), Plan Aperture Modulation* (*PAM*), *Modulation Complexity Score (MCS) y Plan Irregularity (PI).*

DISCUSIÓN

La herramienta *ASC* redujo todas las métricas de complejidad en los planes del *TrueBeam* pero no tuvo, sorprendentemente, ningún efecto en los planes del *Halcyon*. La limitación de las UM redujo la complejidad para ambos sistemas, disminuyendo también la variabilidad entre planes.

Combinando ambas herramientas se logró reducir la complejidad en todos los casos y mantener las UM en 2.1±0.2 UM/cGy para *TrueBeam* y 2.6±0.3 UM/cGy para *Halcyon* (TABLA 1). Las métricas que parametrizan los movimientos de *MLC* (*MCS*), la irregularidad del campo (*PI*) y el grado de modulación (*PAM*) presentan la misma tendencia. *PAM* se comporta de manera similar a UM, pero cuantifica el grado de modulación eliminando dependencias con factores de confusión como la unidad de tratamiento, energía, profundidad, etc. (arXiv:2410.02632).

Controlar la complejidad reduce la variabilidad de los planes obtenidos para una misma categoría (patología, acelerador, etc.). Esto permite establecer rangos de uso para las métricas de complejidad en función de la categoría del caso, y la definición de soluciones de clase.

CONCLUSIONES

La complejidad del plan debe ser cuidadosamente considerada durante el proceso de planificación. Para el *TrueBeam*, tanto la herramienta *ASC* como la limitación de las UM son útiles para controlar la complejidad. En el caso del *Halcyon*, el *ASC* no tiene impacto en la complejidad del plan, haciendo prioritaria la restricción de UM.

Las métricas de complejidad permiten reducir variabilidad en la planificación, facilitando la estandarización del proceso, y la reducción de incertidumbres mediante el uso de soluciones de clase.

OPTIMIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO EN CÁNCER DE PULMÓN MEDIANTE MODELOS RADIÓMICOS PREDICTIVOS Y DE SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA BASADOS EN IMÁGENES PET/TC CON Y SIN COMPENSACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO

Salvador-Ribés, C. (1); Fechter, T. (2); Radicioni, G. (3); Gkika, E. (3); Grosu, A. (4); Martí-Bonmatí, L. (5); Carles, M. (6)

(1) Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI230), Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia, España; (2) Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, University Medical Center Freiburg, Faculty of Medicine, Freiburg, Germany & German Cancer Consortium (DKTK), German Cancer Research Center (DKFZ), Partner Site Freiburg, German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Germany; (3) German Cancer Consortium (DKTK), German Cancer Research Center (DKFZ), Partner Site Freiburg, German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Germany & Department of Radiation Oncology, Faculty of Medicine, University Medical Center Freiburg, Freiburg, Germany; (4) Department of Radiation Oncology, Faculty of Medicine, University Medical Center Freiburg, Freiburg, Germany & German Cancer Consortium (DKTK), German Cancer Research Center (DKFZ), Partner Site Freiburg, German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Germany; (5) Área Clínica Imagen Médica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia, España & Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI230), Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia, España; (6) Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI230), Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia, España & Department of Radiation Oncology, Faculty of Medicine, University Medical Center Freiburg, Freiburg, Germany

El cáncer de pulmón es responsable de aproximadamente el 18% de las muertes por cáncer a nivel mundial, siendo una de las principales causas de mortalidad. En este contexto, existe una creciente necesidad de herramientas no invasivas que mejoren el diagnóstico, la estadificación y la predicción de la respuesta al tratamiento. La radioterapia (RT) desempeña un papel fundamental en el cáncer de pulmón, donde la delineación precisa de los volúmenes de interés es crucial para un tratamiento óptimo. Sin embargo, la segmentación manual de estos volúmenes es laboriosa y está sujeta a variabilidad inter e intraobservador. El objetivo de estudio es el desarrollo de modelos radiómicos predictivos y modelos automáticos de segmentación tumoral basados en imágenes PET/TC con y sin compensación de movimiento (4D/3D).

En el desarrollo de modelos predictivos, se evaluó como respuesta al tratamiento la existencia o no de metástasis (55%) y recurrencia (35%) en una cohorte prospectiva de 40 pacientes con cáncer de pulmón tratados con RT. Para las imágenes (4D)-PET y (3D)-TC se extrajeron 51 características radiómicas (Pyradiomics), incluyendo características de forma, de histograma y textura. Se realizó un análisis univariable mediante la prueba de Mann-Whitney U ($p<0.05$) y un análisis multivariable mediante un código de libre acceso, donde se determinaron los mejores modelos predictivos utilizando características radiómicas de imágenes PET y TC por

separado, así como combinadas. Los modelos se evaluaron en términos de área bajo la curva (AUC), sensibilidad y especificidad. Para el desarrollo de los modelos de segmentación tumoral, se emplearon 90 pacientes con imagen PET y 127 con TC provenientes de 10 instituciones, y se utilizó la red neuronal convolucional de libre acceso nnU-Net. La concordancia entre las segmentaciones automáticas y las segmentaciones manuales (*ground truth*) se evaluó mediante el Dice-Similarity-Coefficient (DSC). Para el modelo basado en imagen (3D/4D)- PET, los resultados de DSC fueron comparados con los obtenidos por un método de segmentación semiautomático basado en contraste y con la variabilidad entre expertos. Para el modelo (3D/4D)-TC, los resultados fueron comparados con la variabilidad entre expertos.

Los resultados (TABLA 1) mostraron que el modelo radiómico basado en características PET fue el mejor para predecir metástasis (AUC=0.87), mientras que el mejor modelo radiómico para predecir la recurrencia fue el basado en características combinadas PET/TC (AUC=0.98). Para la segmentación automática (TABLA 2), el modelo PET alcanzó una mejora del DSC del 19-43% en comparación con el algoritmo semiautomático basado en contraste, y del 16-28% en comparación con otros expertos. El modelo TC mostró una mejora del 4-15% respecto a los expertos.

Los resultados obtenidos indican que los modelos de predicción y segmentación basados en imágenes PET/TC pueden servir como apoyo en la planificación de tratamientos personalizados para pacientes con cáncer de pulmón y contribuir significativamente a la determinación de los volúmenes de tratamiento.

Análisis	Mejor modelo radiómico	Resultados
Metástasis	**PET (original_glcm_Correlation, WofHist, original_glrlm_LowGrayLevelRunEmphasis)**	**AUC=0.87 Sensibilidad=0.86 Especificidad=0.79**
	TC (original_glcm_Correlation, original_glszm_HighGrayLevelZoneEmphasis, original_glrlm_ShortRunLowGrayLevelEmphasis, original_glrlm_ShortRunHighGrayLevelEmphasis, original_firstorder_Skewness)	AUC=0.88 Sensibilidad=0.71 Especificidad=0.70
	PET/TC (pet_original_glcm_Correlation, pet_WofHist, pet_original_glrlm_LowGrayLevelRunEmphasis)	AUC=0.87 Sensibilidad=0.86 Especificidad=0.79
Recurrencia	PET (original_glrlm_GrayLevelVariance, original_glrlm_LowGrayLevelRunEmphasis, original_glcm_DifferenceVariance, Solidity, WofHist)	AUC=0.74 Sensibilidad=0.78 Especificidad=0.57
	TC (original_glrlm_RunLengthNonUniformity, original_glrlm_GrayLevelVariance, Solidity, original_glszm_SmallAreaLowGrayLevelEmphasis, original_glrlm_LongRunHighGrayLevelEmphasis)	AUC=1.00 Sensibilidad=1.00 Especificidad=0.87
	PET/TC (pet_original_firstorder_10Percentile, ct_original_glrlm_GrayLevelVariance, ct_original_glrlm_RunLengthNonUniformity)	**AUC=0.98 Sensibilidad=1.00 Especificidad=0.92**

TABLA 1. Resultados de los modelos radiómicos predictivos de metástasis y recurrencia para pacientes con cáncer de pulmón.

Modalidad	Método de segmentación	DSC
PET	**Modelo de segmentación automática**	**0.83 ± 0.13 (Cohorte 1, 4D)** **0.74 ± 0.06 (Cohorte 2, 4D)** **0.83 ± 0.11 (Cohorte 2, 3D)**
	Algoritmo semiautomático basado en contraste	0.58 ± 0.15 (Cohorte 1, 4D) 0.58 ± 0.08 (Cohorte 2, 4D) 0.70 ± 0.12 (Cohorte 2, 3D)
	Segmentación manual por otros expertos	0.64 ± 0.06 (Cohorte 2, 4D - Experto 1) 0.64 ± 0.09 (Cohorte 2, 4D – Experto 2) 0.58 ± 0.06 (Cohorte 2, 4D – Experto 3)
TC	**Modelo de segmentación automática**	**0.59 ± 0.28 (Cohorte 1, 3D)** **0.63 ± 0.34 (Cohorte 2, 3D)** **0.61 ± 0.28 (Cohorte 2, 4D)**
	Segmentación manual por otros expertos	0.55 ± 0.11 (Cohorte 2, 3D) 0.59 ± 0.24 (Cohorte 2, 4D)

TABLA 2. Resultados de la segmentación tumoral de pacientes con cáncer de pulmón.

ÁREA TEMÁTICA: MEDICINA NUCLEAR DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

ESTUDIO DE UNIFORMIDAD DE LA APLICACIÓN DE RE-188 PARA CÁNCER DE PIEL NO MELANOMA

Retorta Fernández, P. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Lozano Martínez, R. (1); Rot Sanjuan, M. J. (1); Gilarranz Moreno, R. M. (1); Martín García, D. (1); Martín Fontán, M. (1)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

Ante la nueva autorización del uso de ^{188}Re (OncoBeta® GmbH) para tratamientos de cáncer de piel no melanoma y dada la peculiaridad del radiofármaco, se procede a estudiar la uniformidad y la homogeneidad de la aplicación del mismo.

MATERIAL Y MÉTODOS

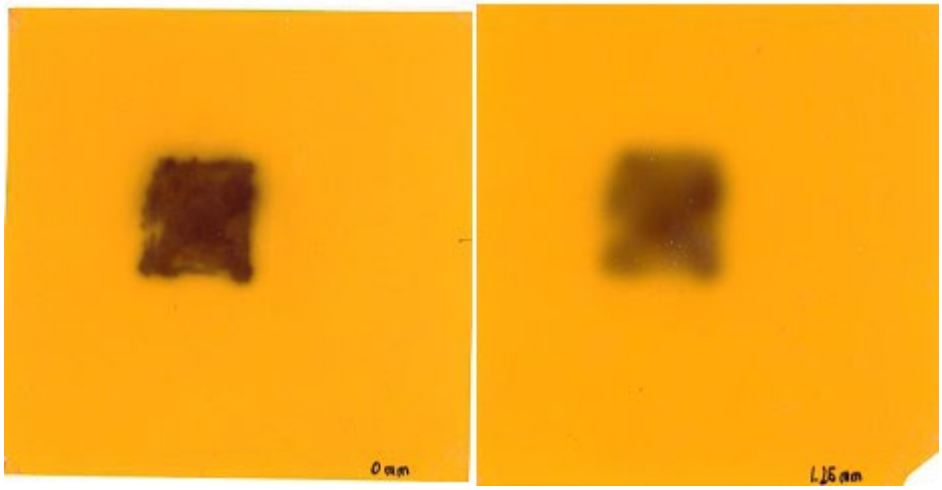
Para las medidas, se ha utilizado PMMA sobre el que se ha colocado una aplicación de ^{188}Re de 2 cm x 2 cm. El ^{188}Re es un emisor β^- de 2.12 MeV de energía máxima de emisión. Este radiofármaco se presenta en forma de pomada que se aplica sobre la lesión, se endurece durante el tratamiento y forma una película flexible.

En diferentes profundidades se han colocado películas radiocrómicas RTQA2 de Gafchromic™: a 0, 1.25, 2.45, 3.85 y 5.4 mm.

Se procede a medir el índice de uniformidad, *U*, razón de áreas delimitadas por la región que engloba la isodosis del 90% y la isodosis del 50% de dosis relativa, y la homogeneidad, *H*, variación porcentual de la dosis absorbida normalizada en el eje central del haz.

RESULTADOS

Se han escaneado las radiocrómicas a las 24 h con el método de 3 canales, a 16 bits por canal, 72 ppp y en modo reflexión (FIGURA 1).



	0 mm	1.25 mm	2.45 mm	3.85 mm	5.4 mm
Uniformidad	73%	68%	59%	50%	32%
Homogeneidad	12.4%	11.4%	11.4%	14.8%	18.9%

TABLA 1. Uniformidad y homogeneidad de la irradiación debida a la aplicación del ^{188}Re para las distintas profundidades.

DISCUSIÓN

Para el análisis de la uniformidad y la homogeneidad se han seguido las definiciones del Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico:

$$U(\%) = /fracS_{90\%/Dosis/en/el/eje}S_{50\%/Dosis/en/el/eje}/times100(\%)$$

$$H(\%) = /fracD_{max} - D_{min}D_{max} + D_{min}/times100(\%)$$

Las tolerancias que ofrece el documento son *U*>70% y *H*<3% para haces de electrones en campos > 10 cm x 10 cm.

En vista a los resultados, la uniformidad y la homogeneidad no cumplen las tolerancias establecidas, pero si se tiene en cuenta que el tamaño de campo de ^{188}Re utilizado es de 2 cm x 2 cm y la peculiaridad de la aplicación, se pueden tomar estos datos como satisfactorios.

Como cabía esperar, estos parámaetros se detrimentan en función de la profundidad. Esto se debe a la baja energía de los electrones emitidos y la radiación dispersa producida por los mismos. En cualquier caso, estos electrones depositan el 92% de la dosis en los primeros 3 mm, por lo que esta pérdida de uniformidad y homogeneidad no parece tan relevante a nivel clínico.

A fecha de realización de este estudio, se han tratado 6 pacientes con este radiofármaco. La aplicación del ^{188}Re requiere de más entrenamiento por parte del especialista de Medicina Nuclear y se espera que en un futuro estos parámetros mejoren.

CONCLUSIONES

En general, el uso de ^{188}Re ofrece buenos resultados de uniformidad y homogeneidad, adaptándose a la geometría heterogénea que pueden presentar las patologías cutáneas y las zonas de tratamiento.

MEDIDAS DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DE RE-188 PARA TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PIEL NO MELANOMA

Retorta Fernández, P. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Lozano Martínez, R. (1); Rot Sanjuan, M. J. (1); Gilarranz Moreno, R. M. (1); Martín García, D. (1); Martín Fontán, M. (1)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

Ante la nueva autorización del uso de ^{188}Re para tratamientos de cáncer de piel no melanoma y con objetivo comprobar el software de cálculo de dosis proporcionado por la casa comercial (OncoBeta® GmbH), se procede a realizar medidas con dos sistemas diferentes: películas radiocrómicas (RC) y dosímetros termoluminiscentes (TLD).

MATERIAL Y MÉTODOS

Para las medidas, se ha utilizado PMMA de diferentes espesores sobre el que se ha colocado una aplicación de ^{188}Re de 2 cm x 2 cm. El ^{188}Re es un emisor β^- de 2.12 MeV de energía máxima de emisión. Este radiofármaco se presenta como una pomada que se aplica sobre la lesión, se endurece durante el tratamiento y forma una película flexible.

En diferentes profundidades se han colocado películas radiocrómicas, FIGURA 1, RTQA2 de Gafchromic™ (a 0, 1.25, 2.45, 3.85 y 5.4 mm). Mediante el software proporcionado, se ha calculado el tiempo necesario para administrar 5 Gy a 1.25 mm.

Posteriormente, y teniendo en cuenta el decaimiento del ^{188}Re ($T_{1/2}$ =16.9 h), se ha procedido a medir la dosis con 12 TLD, FIGURA 1, a 0, 1.25 y 2.45 mm de profundidad, calculando el tiempo para administrar 5 Gy a 1.25 mm.

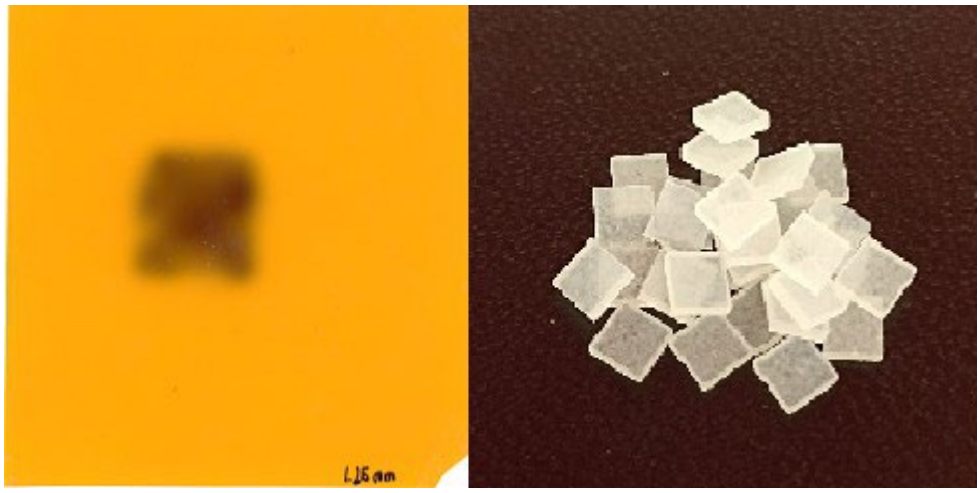


FIGURA 1. Radiocrómicas y dosímetros termoluminiscentes utilizados para la medir la dosis absorbida.

RESULTADOS

Se han escaneado las radiocrómicas a las 24 h con el método de 3 canales, a 16 bits por canal, 72 ppp y en modo reflexión. A las 24 h también se han leído los TLD. En la TABLA 1 se registran las dosis medidas, tanto con las radiocrómicas como en los TLD, y su discrepancia con las calculadas con el programa de OncoBeta®.

z (mm)	VMP	D_{RC} (Gy)	D_{TLD} (Gy)	D_{OB} (Gy)	Δ_{RC} (%)	Δ_{TLD} (%)
0	64102,345	11,75	9,87	13,29	12%	26%
1,25	49717,538	4,93	3,23	5,00	1%	35%
2,45	33850,101	1,9	0,58	1.96	3%	70%
3,85	26416,64	1,22	-	0,69	77%	-
5,4	4279,763	0,32	-	0,20	60%	-

TABLA 1. Dosis absorbidas medidas con películas radiocrómicas, D_{RC}, y con dosímetros termoluminiscentes, D_{TLD}, y su diferencia, Δ_{RC} y Δ_{TLD}, respecto el cálculo efectuado por OncoBeta®, D_{OB}.

DISCUSIÓN

El rango clínico, según las especificaciones de OncoBeta®, es de 3 mm, en los que el ^{188}Re deposita el 92% de su dosis. A la vista de los resultados y teniendo este rango en cuenta, las medidas con películas radiocrómicas arrojan unos resultados más satisfactorios.

Las medidas con películas radiocrómicas presentan mayor facilidad para realizar medidas, pues son equivalentes a tejido y se pueden utilizar varias a la vez para realizar medidas a diferentes profundidades.

Los TLD tienen un espesor de 0.89 mm y perturban en exceso el campo de electrones del ^{188}Re. Además, están calibrados para kerma en aire, por lo que presentan más incertidumbre al medir dosis en agua en rangos tan pequeños.

Según Kirisits et al., se estima un 8% de incertidumbre dosimétrica en tratamientos con cilindros vaginales, el procedimiento con menos incertidumbre descrito, y en el informe del TG 138 de la AAPM y GEC-ESTRO se concluye que las incertidumbres en la dosimetría clínica en tratamientos de braquiterapia pueden ser del 10%.

CONCLUSIONES

Las películas radiocrómicas parecen ser el mejor método para una comprobación de dosimetría clínica en tratamientos con ^{188}Re.

COMPARACIÓN DE TÉCNICAS DOSIMÉTRICAS BASADAS EN IMAGEN POSTRATAMIENTO DE RADIOEMBOLIZACIÓN CON 90Y EN ESCÁNERES PET DE CENTELLEADORES LYSO Y BGO

De La Cruz González, M. (1); Pérez, N. (2); Reynés, G. (3); Martín-Vaello, R. (4); Martin-Marcuartu, J. J. (1); Crespí Busquets, M. Á. (1); Camba, F. (1); Benaches, L. (1); Cortés Romera, M. (1); Picón, C. (3)

(1) Hospital Universitari de Bellvitge; (2) Hospital General Universitario de Elche; (3) Institut Català d'Oncologia; (4) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

La dosimetría personalizada ha demostrado un gran potencial para mejorar las tasas de respuesta al tratamiento y la supervivencia global. La dosimetría posterior a la radioembolización (TARE) se puede calcular a partir de la conversión directa de la concentración de actividad medida por un escáner PET o introduciendo la actividad inyectada conocida en un volumen de calibración. Este estudio tiene como objetivo comparar ambos métodos dosimétricos y evaluar el impacto de la tecnología del detector.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizó un maniquí NEMA con microesferas de resina itrio 90 (90Y) para calcular el error relativo de concentración de actividad. Las imágenes se adquirieron con un PET-CT BGO y un PET-CT LYSO con Time of Flight (TOF), reconstruidas con Q.Clear y un factor de penalización de 2500. Los resultados fueron validados en 21 pacientes tratados con microesferas de resina 90Y (19 con PET-CT BGO y 6 con PET-CT LYSO). La dosimetría posterior a TARE con microesferas de resina 90Y se realizó utilizando el Método de Deposición Local (LDM), tanto con como sin actividad conocida (LDMknwA). En el segundo enfoque, la actividad administrada se midió y corrigió mediante la relación de las mediciones de dosis pre y post- tratamiento de los viales y catéteres, usando un detector de área en posición fija. Las diferencias en la concentración de actividad del maniquí NEMA y en la dosis media a tumor de los pacientes con cada método se analizaron mediante un análisis de Bland-Altman. Además, se utilizó el test de rangos con signo de Wilcoxon para comparar ambos métodos. Se realizaron análisis separados para los escaneos PET-CT BGO y LYSO, comparándolos con la dosis a tumor calculada mediante el Modelo de Partición en la planificación.

RESULTADOS

El análisis de Bland-Altman mostró que todos los valores estuvieron dentro del intervalo de confianza, sin observarse dependencias significativas con el cálculo de la dosis media tumoral. Para los escaneos PET-CT BGO y LYSO, los errores relativos medios fueron 20% (IC 95%: 1%-72%, p=0,03) y 31% (IC 95%: 2%-55%, p=0,006), respectivamente. En el maniquí, la diferencia media de error relativo entre PET-CT LYSO y PET-CT BGO fue 44% (IC 95%: 35%-64%). El promedio de las medidas normalizadas para el PET-CT LYSO mostró un 6% de sobrecuantificación respecto a la actividad conocida, mientras que el PET-CT Discovery BGO presentó un 39% de infracuantificación. En la comparación con el Modelo de Partición, el análisis estadístico indicó diferencias significativas entre los métodos dosimétricos en el PET-CT BGO, mientras que en el PET-CT LYSO no se encontraron diferencias significativas entre el método de actividad conocida y el Modelo de Partición (p=0.56).

CONCLUSIÓN

El método sin actividad administrada generó consistentemente dosis medias más altas en el tumor. El PET-CT LYSO mostró una mejor cuantificación de la actividad 90Y en el maniquí y una mayor equivalencia dosimétrica entre el Método de Actividad Conocida y el Modelo de Partición en comparación con el PET-CT BGO. Estos hallazgos sugieren que la tecnología LYSO ofrece una estimación de dosis más precisa para 90Y.

Diferencia de la dosis media a tumor (Gy)			
	LDM	**LDMknwA**	**Modelo de Partición**
LDM	-	55	-112
LDMknwA	55	-	-168
Modelo de Partición	112	168	-

Diferencia de la dosis media a tumor (Gy)			
	LDM	**LDMknwA**	**Modelo de Partición**
LDM	-	120	98
LDMknwA	-120	-	-22
Modelo de Partición	-98	22	-

Tabla 1: Diferencias entre los métodos dosimétricos en el PET BGO (tabla superior) y PET LYSO (tabla inferior).

OPTIMIZACIÓN DEL ANÁLISIS DE IMÁGENES DE CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR MEDIANTE EL SOFTWARE NEPTUNO

Casasola Muñoz, B. (1); Granado Olmedo, J. M. (1); Castro Ramírez, I. J. (1); Del Olmo Martín, P. (1); Angulo Paín, E. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

El análisis de imágenes es un pilar esencial en los controles de calidad de Medicina Nuclear, ayudándonos a verificar el rendimiento óptimo de las gammacámaras. Sin embargo, estas tareas suelen ser laboriosas y dependientes de métodos manuales que pueden resultar poco eficientes y generar variabilidad en los resultados. La necesidad de herramientas automatizadas, precisas y accesibles ha llevado al desarrollo de Neptuno, un software diseñado específicamente para abordar estas limitaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Neptuno es un programa desarrollado en el lenguaje de programación MATLAB R2018, conocido por su versatilidad en el análisis de datos y procesamiento de imágenes. Este software permite realizar un análisis exhaustivo de las imágenes obtenidas en diferentes pruebas como:

- Sensibilidad planar
- Resolución espacial y tamaño de píxel
- Uniformidad tomográfica
- Tiempo muerto

Además, Neptuno es capaz de acceder a la cabecera DICOM de las imágenes generadas por la gammacámara para identificar automáticamente la prueba asociada y renombrar cada archivo de manera coherente. Esto facilita la organización de los datos, reduce la posibilidad de errores humanos en la gestión de archivos y mejora la trazabilidad de los análisis realizados.

El diseño del programa permite al usuario cargar las imágenes, e ir trabajando con ellas en función de la prueba a evaluar moviéndose por un menú intuitivo como el mostrado en la figura 1. En la figura 2 se muestra, como ejemplo, el submenú de la prueba resolución espacial y tamaño de píxel.

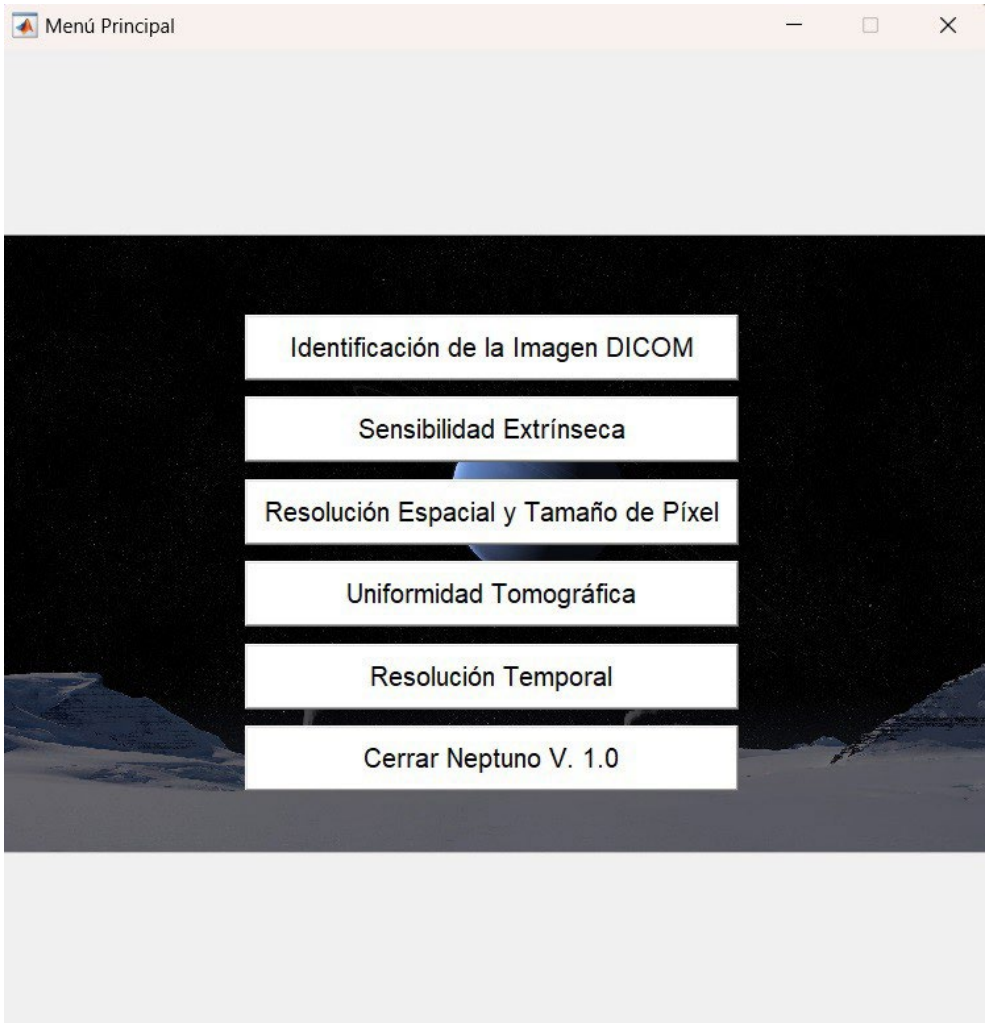


FIGURA 1

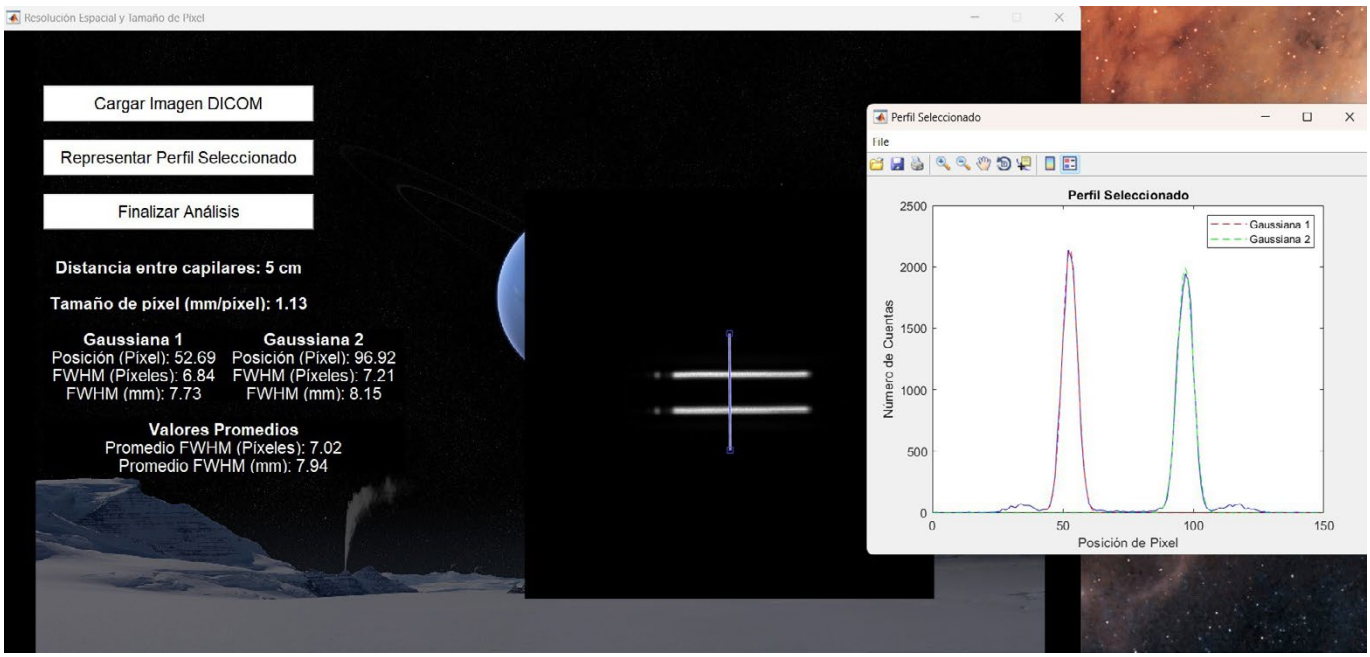


FIGURA 2

RESULTADOS

En pruebas preliminares realizadas en un entorno clínico, Neptuno ha demostrado ser altamente eficiente, al no necesitarse diferentes softwares de análisis, reduciendo el tiempo de análisis en más del 50% en comparación con los métodos manuales

tradicionales. La funcionalidad de acceso a la cabecera DICOM ha permitido una organización más eficaz de los datos, minimizando errores en la identificación de pruebas.

DISCUSIÓN

La implementación de Neptuno cubre una necesidad evidente en las Unidades de Radiofísica, donde la automatización del análisis y la gestión de imágenes de control de calidad se traduce en beneficios tangibles, como la reducción de la carga de trabajo, la mejora en la precisión de los resultados y una mayor confianza en la calidad del diagnóstico. Además, el uso de MATLAB como base garantiza la escalabilidad del programa y su capacidad para incorporar nuevas funcionalidades en el futuro.

CONCLUSIONES

Neptuno representa un avance significativo en el campo de la Medicina Nuclear, proporcionando una herramienta eficiente y accesible para el análisis de imágenes de control de calidad. Su capacidad para analizar parámetros clave y acceder a las cabeceras DICOM para organizar los archivos facilita el flujo de trabajo y mejora la trazabilidad. Esto contribuye al mantenimiento de estándares elevados en los procesos diagnósticos, optimizando tanto la eficiencia como la reproducibilidad.

CARACTERIZACIÓN DEL RENDIMIENTO DE UN SPECT/CT DE NUEVA GENERACIÓN

Cuevas Jurado, R. (1); Prieto Azcárate, E. (1); Martínez Moreno, A. (1); Martí Climent, J. M. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

La entrada al mercado de equipos SPECT/CT con tecnología CZT y un diseño $360^{/circ}$ obliga a reflexionar sobre las pruebas destinadas a caracterizar estos equipos. Este estudio tiene como objetivo caracterizar una Veriton 300 SPECT/CT (Spectrum Dynamics), que cuenta con un rango de energías superior al de su predecesor.

MATERIAL Y MÉTODOS

La Veriton 300 presenta 12 bloques detectores de CZT (campo de visión axial de 32cm) distribuidos alrededor del paciente. Cada bloque realiza un barrido angular, permitiendo un gran número de proyecciones. Para estudios en los que interesa centrarse en áreas pequeñas, el equipo dispone del modo *Focus*, que restringe el barrido de los detectores a la zona de interés.

Parámetros evaluados: Sensibilidad Tomográfica, Uniformidad Tomográfica, Linealidad en Actividad y Resolución Energética.

Sensibilidad tomográfica: Maniquí cilíndrico (20cm diámetro x 20cm longitud) con ^{99m}Tc. Se evaluaron 3 escenarios de adquisición:

- A1: Detectores retraídos completamente, sin *Focus*.
- A2: Detectores a 150mm del centro de rotación, sin *Focus*.
- A3: Detectores a 150mm del centro de rotación, con *Focus*.

En los 3 casos se hicieron adquisiciones en modo lista de 20min con concentraciones superiores a 47kBq/ml. Se obtuvo la sensibilidad volumétrica del sistema (SVS) en cada escenario.

Uniformidad tomográfica: Se reconstruyeron los datos adquiridos en la prueba anterior con la reconstrucción clínica (OS- PVC-AC-PSFRd; pre-filter: convolution (0.2); post-filter: median (3); 4it; 8s). A partir de las adquisiciones en modo lista se simularon las mismas condiciones de concentración (20kBq/ml) y de tiempo de adquisición (10min) en los tres escenarios. Se obtuvieron valores de ratio centro-borde, uniformidad integral y uniformidad diferencial (software IAEA-NMQC Toolkit).

Linealidad en actividad: Fuentes lineales de 42cm con 42MBq y 5050MBq de ^{99m}Tc. Se hicieron 60 y 115 adquisiciones de 10min, respectivamente (tiempo por experimento $/approx$ 60horas). Se consideró el rango de linealidad en un $/pm 10\%$ entre cuentas medidas y esperadas.

Resolución energética: Fuentes lineales de diferentes isótopos (^{57}Co;^{99m}Tc;^{123}I;^{177}Lu), evaluando la anchura a mitad de altura (FWHM) de los fotopicos.

RESULTADOS

Sensibilidad y uniformidad tomográficas:

TABLA 1.

	A1	A2	A3
SVS [kcps/(MBq/cm^3)]	194	596	758
Ratio Centro - Borde	1.01	0.85	0.91
Uniformidad integral	9.5%	12.2%	10.0%
Uniformidad diferencial	4.6%	6.0%	4.9%

TABLA 1: Sensibilidad y uniformidad tomográficas

Linealidad en actividad: El rango de linealidad va desde 863kBq hasta 4179MBq. Para actividades del orden de 740MBq (gammagrafía ósea típica), la pérdida de cuentas es inferior al 4%.

Resolución energética: TABLA 2.

	^{57}Co	^{99m}Tc	^{123}I	^{177}Lu	
Fotopico (keV)	122.1	140.5	159.0	112.9	208.4
FWHM (%)	3.41	3.12	3.89	3.90	3.23

TABLA 2: Resolución energética

DISCUSIÓN

La SVS se triplica cuando los detectores se acercan a la fuente. Además, utilizar *Focus* produce una mejora del 27%.

Los parámetros de uniformidad evaluados mejoran cuando los detectores están completamente retraídos. Por otro lado, al acercar los detectores, obtenemos mejores resultados utilizando *Focus*.

La respuesta del equipo es lineal en un rango amplio, incluyendo el rango clínico de actividades.

Los valores de resolución energética no superan el 4% de FWHM para los isótopos estudiados, suponiendo una mejora respecto a equipos de NaI(Tl).

CONCLUSIONES

Se han propuesto una serie de pruebas para evaluar el rendimiento de un SPECT/CT de nueva generación, obteniendo resultados superiores a los obtenidos en equipos convencionales. Asimismo, se han evaluado características inherentes a este tipo de equipos, como el modo *Focus*.

DETERMINACIÓN DE VALORES TÍPICOS DE PARÁMETROS DE DOSIS PARA LA MEJORA DE LA CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR EN EL HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU

Riu Molinero, V. (1); Barceló Pagès, M. (1); Ruiz Martínez, A. (1); Gallego Franco, P. (1); Vivancos Bargalló, H. (1); Pérez-Alija Fernández, J. (1); Tejedor Aguilar, N. (1); Jornet Sala, N. (1); Ansón Marcos, C. (1); Ambroa Rey, E. M. (1); Domínguez Perea, A. (1); Roda García, J. (1); Carrasco De Fez, P. (1)
(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

INTRODUCCIÓN

Este trabajo pretende determinar los valores típicos de los parámetros de dosis de las pruebas diagnósticas de medicina nuclear más comunes realizadas en el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, y compararlos con niveles de referencia para el diagnóstico (NRD) publicados.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza el estudio a partir de los datos adquiridos durante 4 meses de dos equipos PET/CT, un Siemens Biograph Vision 600 y un Philips Vereos, y un equipo SPECT/CT, Siemens Symbia Intevo Bold. Para los procedimientos diagnósticos más habituales

(N ≥ 20) se recoge la actividad administrada de radiofármaco y el peso del paciente, registrados por Radiofarmacia, y los indicadores de dosis a paciente (CTDI y DLP) de la exploración CT, a partir del gestor de dosis Dose™ de Qaelum.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra la mediana de la actividad administrada, dividida por el peso del paciente en el caso de PET/CT.

Los datos del CT se muestran en la tabla 2, los cuales solo se han podido clasificar en función de la localización del procedimiento.

DISCUSIÓN

Las actividades administradas de ^{18}F-FDG son inferiores a los NRD internacionales [1], lo que indica una práctica adecuada en los procedimientos PET/CT.

En cambio, las actividades administradas en gammagrafías y SPECT/CT superan en algunos casos los valores nacionales de referencia y los límites establecidos por la normativa vigente [2]. Esto puede ser debido a que las actividades son las registradas en el momento de la preparación y, en algunos casos, pueden no coincidir con las realmente administradas.

En las exploraciones CT, los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP presentan variaciones significativas dependiendo del procedimiento y la localización anatómica respecto a los NRD internacionales [3], destacando valores elevados en exploraciones cerebrales y diferencias entre equipos.

CONCLUSIONES

Aquellos procedimientos para los que se han obtenido valores típicos superiores a los NRD deberán ser revisados y optimizados. En particular, en los procedimientos de gammagrafía y SPECT/CT se deberá investigar la discrepancia entre la actividad registrada y realmente administrada, y si fuera necesario también emprender un proceso de optimización. Este trabajo es un primer paso hacia una mejora continua de la calidad y la seguridad en medicina nuclear.

TABLAS

TABLA 1: Valores típicos de actividad administrada por procedimiento.

Procedimiento diagnóstico (Radiofármaco)	Nº de pacientes	Actividad (MBq)	Actividad/Peso (MBq/kg)
Neurológico (^{18}F-FDG)	80	211	3,33
Oncológico (^{18}F-FDG)	2070	248	3,59
Oncológico con contraste (^{18}F-FDG)	128	252	3,65
Neurológico (^{18}F-DOPA)	21	185	3,08
Oncológico (^{18}F-COLINA)	109	289	3,85
Oncológico (^{68}Ga-DOTATOC)	47	182	2,58
Gammagrafía pulmonar de ventilación (^{99m}Tc-PERTECNACTATO)	91	561	-
Gammagrafía tiroidea (^{99m}Tc-PERTECNACTATO)	79	337	-
SPECT/CT Cerebral (DaTSCAN)	77	191	-
Gammagrafía renal planar (^{99m}Tc-DMSA)	49	223	-
Gammagrafía ósea de cuerpo entero (^{99m}Tc-HDP)	447	955	-
Ventriculografía isotópica en reposo (^{99m}Tc-HEMATIES)	41	944	-
Gammagrafía planar con leucocitos marcados (^{99m}Tc-HMPAO)	33	345	-
Gammagrafía pulmonar de perfusión/cuantificada (^{99m}Tc-MAA)	89	400	-
Gammagrafía planar paratiroidea (^{99m}Tc-MIBI)	28	446	-
Detección de ganglio centinela (^{99m}Tc-NANOCOLL)	92	166	-
Linfogammagrafía planar (^{99m}Tc-NANOCOLL)	20	167	-
SPECT/CT Miocárdico de perfusión (^{99m}Tc-TTF)	57	950	-

TABLA 2: Valores típicos de $CTDI_{vol}$ y DLP para distintos procedimientos diagnósticos de PET/CT y SPECT/CT.

Procedimiento diagnóstico	Serie	Biograph			Vereos		
		Nº de pacientes	DLP (mGy*cm)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	Nº de pacientes	DLP (mGy*cm)	$CTDI_{vol}$ (mGy)
PET/CT Normal	Normal	650	420	4,8	523	458	4,9
PET/CT Cuerpo entero	Cuerpo entero	225	745	4,1	141	456	2,5
PET/CT Cerebro + Normal	Cerebro Normal	74	1349	27,7 5,7	57	1367	37,8 4,9
PET/CT Cerebro + Cuerpo entero	Cerebro Cuerpo enero	39	1500	28,4 3,9	25	1311	38,9 2,4
PET/CT Cabeza y cuello + Normal	Normal Cabeza y cuello	56	618	5,2 3,9	46	839	5,4 7,8
PET/CT Neurológico con ^{18}FDG	Cerebro	-	-	-	31	902	38,2

Procedimiento diagnóstico	Serie	Symbia Intevo		
		Nº de pacientes	DLP (mGy*cm)	$CTDI_{vol}$ (mGy)
DATSCAN	Cerebro	37	173	7,7
SPECT/CT óseo	Abdomen	37	299	6,7

REFERENCIAS

1 ABE K, ET AL. THE 2020 NATIONAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR NUCLEAR MEDICINE IN JAPAN. ANN NUCL MED. 2020 NOV;34(11):799-806.

2 PROYECTO DOMNES. CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (SEPR), SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM), SOCIEDAD ESPAÑOLA DE MEDICINA NUCLEAR E IMAGEN MOLECULAR (SEMNIM).

3 VERFAILLIE G, ET AL. A SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS ON THE RADIATION DOSE OF COMPUTED TOMOGRAPHY IN HYBRID NUCLEAR MEDICINE IMAGING. EJNMMI PHYS. 2023 MAY 25;10(1):32.

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DE LA DOSIS DE TC EN LA CALIDAD DE LA RECONSTRUCCIÓN PET EN EL SISTEMA IMAS DE CUERPO ENTERO

Ulin Briseño, E. Y. (1); Jimenez-Serrano, S. (1); Sanchez Gonzalo, D. (1); Sánchez Paño, A. (2); Strugari, M. (3); Martí Bonmatí, L. (2); Torres Espallardo, I. (4); Gonzalez Martinez, A. J. (1)

(1) Consejo Superior Investigaciones Científicas, i3M; (2) Hospital Universitario y Politécnico La Fe; (3) IFIC (Centro mixto UV/CSIC); (4) Hospital Universitario y Politécnico

INTRODUCCIÓN

La Tomografía por Emisión de Positrones (PET) requiere mapas de atenuación TC para reconstruir imágenes. Una mayor corriente TC mejora la calidad, pero aumenta la radiación, mientras que una menor la reduce generando más ruido. Este estudio analiza el impacto de diferentes dosis TC en las imágenes del sistema IMAS Total-Body PET del Hospital La Fe [1] para optimizar la dosis en validación clínica.

MATERIALES Y MÉTODOS

El protocolo experimental usó el sistema PET IMAS, TC GE Brightspeed y fantoma CIRS de densidad electrónica [2]. Se insertó un vial con actividad conocida de 18F-FDG en su centro. IMAS es un PET de cuerpo entero con cristales semi- monolíticos, campo de visión axial de 71,4 cm, tiempo de vuelo y resolución espacial inferior a 4 mm [3]. La TC se realizó a 120 kV variando la corriente para obtener DLPs entre 7,54-184,89 mGy·cm en ocho exploraciones. Las imágenes PET se reconstruyeron con MLEM (15 iteraciones) usando los mapas de atenuación TC. El impacto de la variación de la dosis de TC se evaluó mediante un análisis estadístico de una ROI colocada en el vial, incluyendo los valores máximos, medio, desviación estándar y varianza de los voxeles.

RESULTADOS

La Figura 1.a muestra una imagen PET/TC co-registrada, evidenciando una alineación espacial precisa. Los mapas de atenuación en la Figura 1.b con diferentes DLP mostraron diferencias mínimas en coeficientes y definición estructural. Complementando estos hallazgos visuales, la Figura 2 presenta el análisis de ROI en la imagen PET a lo largo de las variaciones en la corriente del tubo de TC, revelando una leve tendencia ascendente en la quinta cifra decimal.

DISCUSIÓN

La distribución consistente del trazador demuestra que la calidad PET del IMAS no se ve afectada por el ruido del mapa TC. El análisis de regresión lineal mostró que el 95 % de las mediciones dentro de los límites del intervalo de confianza, con un único valor atípico consistente en 74,42 DLP mGy·cm. El sistema muestra sensibilidad mínima a las variaciones en la corriente del tubo, respaldando su estabilidad y permitiendo estudios clínicos con dosis mínimas.

CONCLUSIÓN

Este estudio valida la robustez de la cuantificación PET del sistema IMAS a lo largo de un amplio rango de niveles de dosis de TC. Las variaciones mínimas observadas en los análisis cuantitativos y cualitativos respaldan su fiabilidad en entornos clínicos donde se requiere la optimización de la dosis de TC.

BIBLIOGRAFÍA

1 A. J. Gonzalez et al. (2023) Commissioning a cost-effective TB-PET with TOF and DOI: the IMAS project. 2023 IEEE NSS-

2 MIC-RTSD Symposium. doi: 10.1109/NSSMICRTSD49126.2023.10338192

3 CIRS Electron density phantom model 062M. https://www.cirsinc.com/products/all/24/electron-density-phantom/

4 D. Sanchez et al. (2024). IMAS: A full-body PET system with enhanced TOF and DOI capabilities. 2024 IEEE NSS-MIC Symposium. doi:10.1109/nss/mic/rtsd57108.2024.10656775

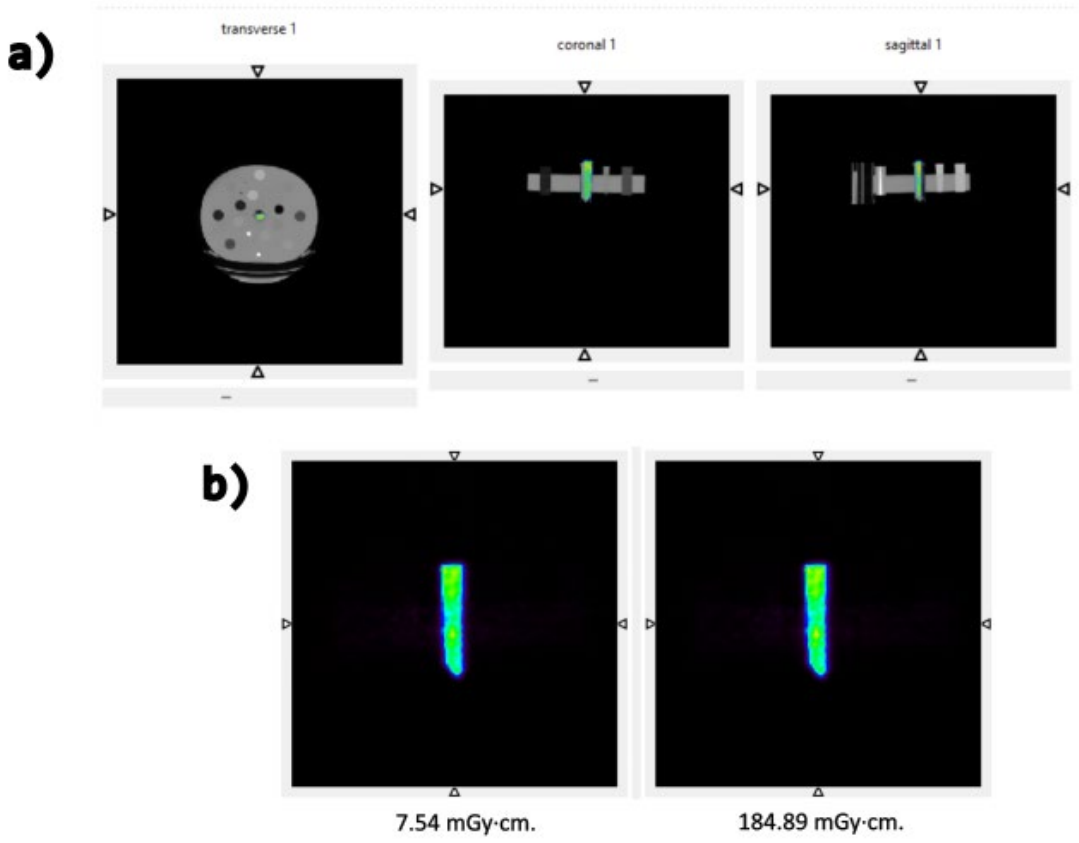


Figura 1. (a) Imágenes fusionadas PET/CT (b) PET usando mapas de atenuación con alta y baja corriente.

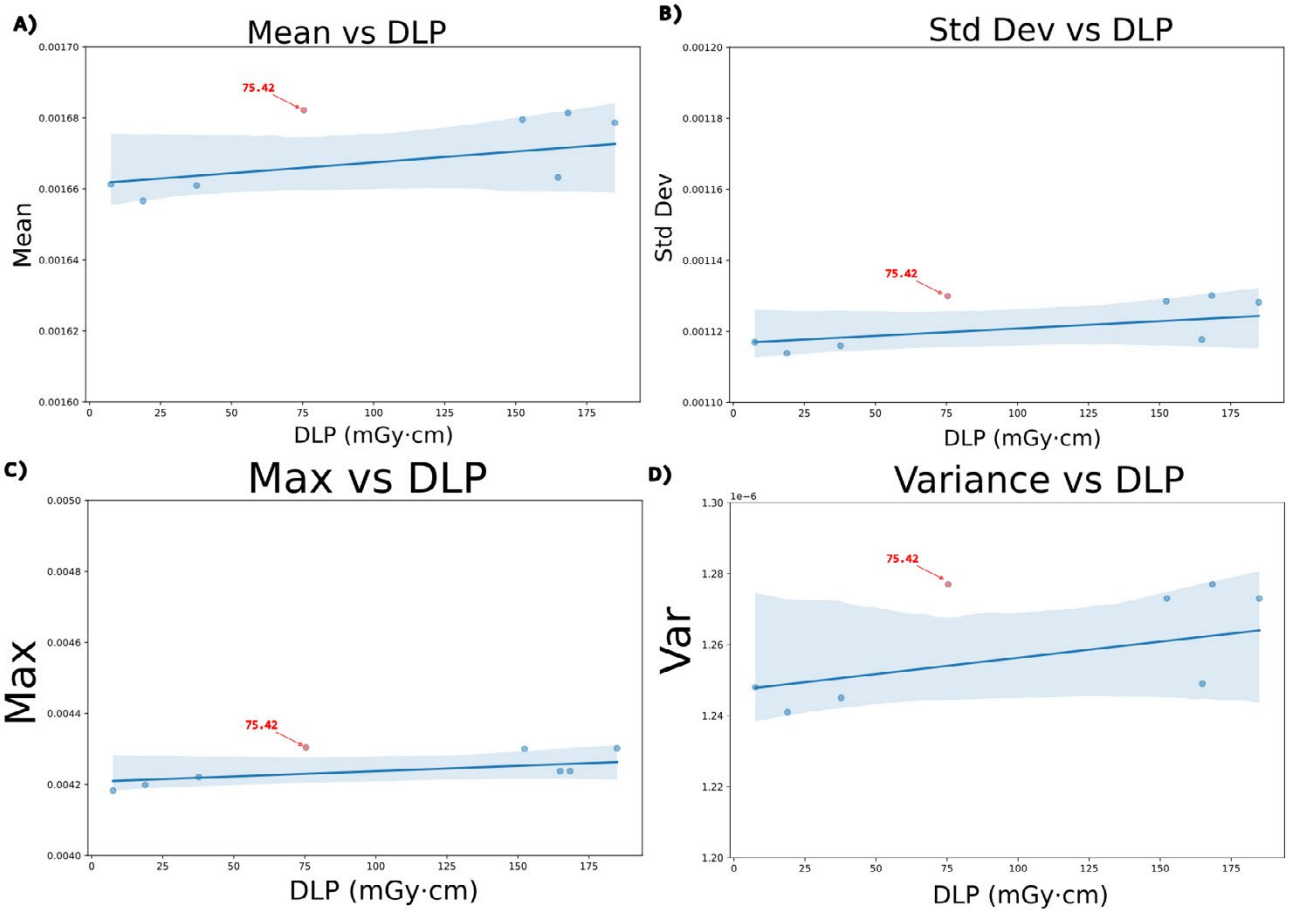


FIGURA 2. Análisis estadístico de ROI en zona activa del PET para diferentes dosis CT: (a)Media; (b) Desviación estándar; (c) Máximo; (d) Varianza.

ESTIMACIÓN DEL ESPESOR EQUIVALENTE EN EL MÉTODO CONJUGADO MEDIANTE USO DE TOPOGRAMA

Orive Escalada, J. (1); Montes, A. (2); Escalada Pastor, C. (1); Rodriguez Romero, R. (1); Sanchez Rubio, P. (1); Perales Molina, Á. (1); Martínez Ortega, J. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro; (2) Hospital Universitario Puerta de Hierro (Majahonda)

INTRODUCCIÓN

En la dosimetría de medicina nuclear, la determinación de la actividad absoluta en los órganos es esencial tanto para la evaluación de dosis en procedimientos diagnósticos como para la planificación de terapias con radionúclidos.

Uno de los métodos más empleados es el método conjugado[1], que combina las proyecciones anterior y posterior junto con la estimación del espesor del paciente en la zona de interés para calcular la actividad contenida en dicha zona. Este enfoque es sencillo y requiere pocos recursos, pero su precisión depende de una estimación adecuada del espesor en imágenes planares.

Este trabajo propone un método rápido y preciso para determinar el espesor en cualquier área del paciente a partir del análisis de un topograma de TC.

MATERIAL Y MÉTODOS

Mediante un ajuste de regresión lineal, se busca establecer un factor de calibración que permita convertir el valor numérico del topograma en el espesor equivalente. Este enfoque representa una alternativa viable y de baja exposición radiológica, con potencial aplicación en la dosimetría interna basada en imágenes planares.

Se utilizó una gammacámara SPECT-CT Symbia Intevo Bold de Siemens Healthineers (Erlangen, Alemania) para obtener topogramas de objetos con espesor variable entre 5 y 20 cm, formados mediante la superposición de láminas de agua sólida RMI.

En cada topograma, se seleccionó una ROI de 4 × 4 cm² centrada en la imagen de las láminas, de la cual se extrajo el valor medio de pixel (VMP). En la Figura 1, se presenta la relación entre el espesor de agua sólida (eje x) y el valor medio de la ROI (eje y).

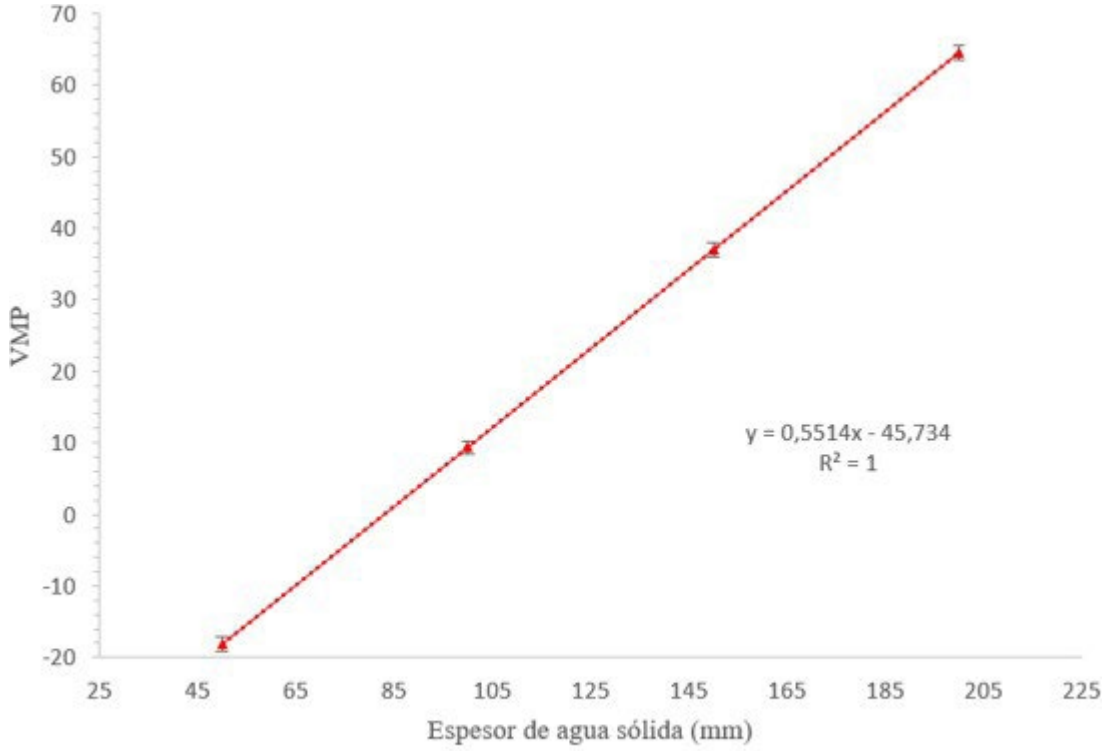


Figura 1. Relación entre espesor de agua sólida y valor medio del píxel

RESULTADOS

La relación entre el espesor real de agua sólida y el valor del topograma presentó un coeficiente de determinación $R^2 = 1$. Estos resultados muestran la capacidad del método para determinar el espesor equivalente a agua en pacientes.

CONCLUSIONES

La relación lineal entre el VMP del topograma y el espesor equivalente permite obtener un factor de conversión generalizable para todos los pacientes, facilitando la estimación de la actividad mediante el método conjugado. Además, este enfoque reduce la dosis recibida y requiere menos tiempo de máquina en comparación con la alternativa basada en SPECT-CT.

BIBLIOGRAFÍA

1 M. Sydoff, Activity quantification of planar gamma camera images, Master's thesis, Lund University, 2006.

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE LA EFICIENCIA GEOMÉTRICA EN EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA DE EMISIÓN DE POSITRONES

Escobar Corominas, I. (1); Tartilán Buey, A. (2); Montes Fuentes, C. (2); García De Iturrospe Lizaso, J. (2); Hernández Rodríguez, J. (2); Fernández Lara, Á. A. (2); Hernández González, D. (3); Gómez Llorente, P. L. (2)

(1) Hospital Universitario de Salamanca; (2) Hospital Clínico Universitario de Salamanca; (3) Hospital Clínico Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila.

INTRODUCCIÓN

La sensibilidad en los equipos PET es un parámetro crucial para obtener imágenes diagnósticas ya que la eficiencia en la detección de pares de fotones nos permite obtener imágenes de mejor calidad con la misma cantidad de radiofármaco, y por tanto misma dosis a paciente.

Este parámetro depende del material de los cristales detectores y de su distribución geométrica. El objetivo de este trabajo es simular mediante Monte Carlo la eficiencia geométrica de diversos equipos PET y obtener la sensibilidad en función de sus características, comparando con los datos proporcionados por los fabricantes.

MATERIAL Y MÉTODOS

La simulación Monte Carlo se realiza en el software Matlab sin transporte de radiación, considerando 10^9 eventos que simulan desintegraciones aleatorias en una fuente lineal de 70 cm. Por cada desintegración, se genera una recta aleatoria que simula las posibles trayectorias de los fotones de aniquilación. Según la geometría de cada equipo PET, se imponen restricciones de detección propias al equipo como el Field of View (FoV) axial y el hueco entre cristales detectores. Esto permite obtener el valor de la eficiencia geométrica del equipo y, considerando los coeficientes de atenuación correspondientes y el branching ratio del 18F, la sensibilidad del equipo. Los coeficientes de atenuación, fotoeléctrico y total, encontrados en la bibliografía son 0,28 y 0,87 cm^{-1} para el LSO; 0,28 y 0,86 cm^{-1} para el LYSO y por último 0,40 y 0,91 cm^{-1} para el BGO.

Los equipos analizados son Biograph mCT Flow y Biograph Vision de Siemens; DMI4R, DMI5R, DMI6R y Omni legend de General Electric y uMI Panorama de United Imaging. Las características de los cristales detectores y propiedades geométricas de estos equipos se han obtenido de la bibliografía publicada.

RESULTADOS

Se muestran en la TABLA 1 los resultados obtenidos

Equipos (FOV-Material detector)	Ef. Geom.(%)	Sensibilidad (%)			Diferencias con el valor teórico (%)	
		Fotoeléctrica	FE + Compton	Teórica	FE + Compton	Total
mCT (22 cm - LSO)	2,31	0,41	1,52	1,00	41,10	152,00
Vision (25,6 cm - LSO)	3,49	0,62	2,30	1,65	37,64	139,09
DMI4R (20 cm - LYSO)	2,333	0,57	1,76	1,35	42,44	130,67
DMI5R (25 cm - LYSO)	3,62	0,89	2,74	2,10	42,33	130,38
DMI6R (30 cm - LYSO)	5,166	1,27	3,91	3,00	42,27	130,20
OMNI (32 cm - BGO)	5,50	2,60	4,66	4,14	62,87	112,51
PANORAMA (35,1 cm - LYSO)	6,792	1,04	4,10	2,01	51,74	203,83

TABLA 1. Resultados de sensibilidad de los equipos y comparativa con el valor proporcionado por la casa comercial.

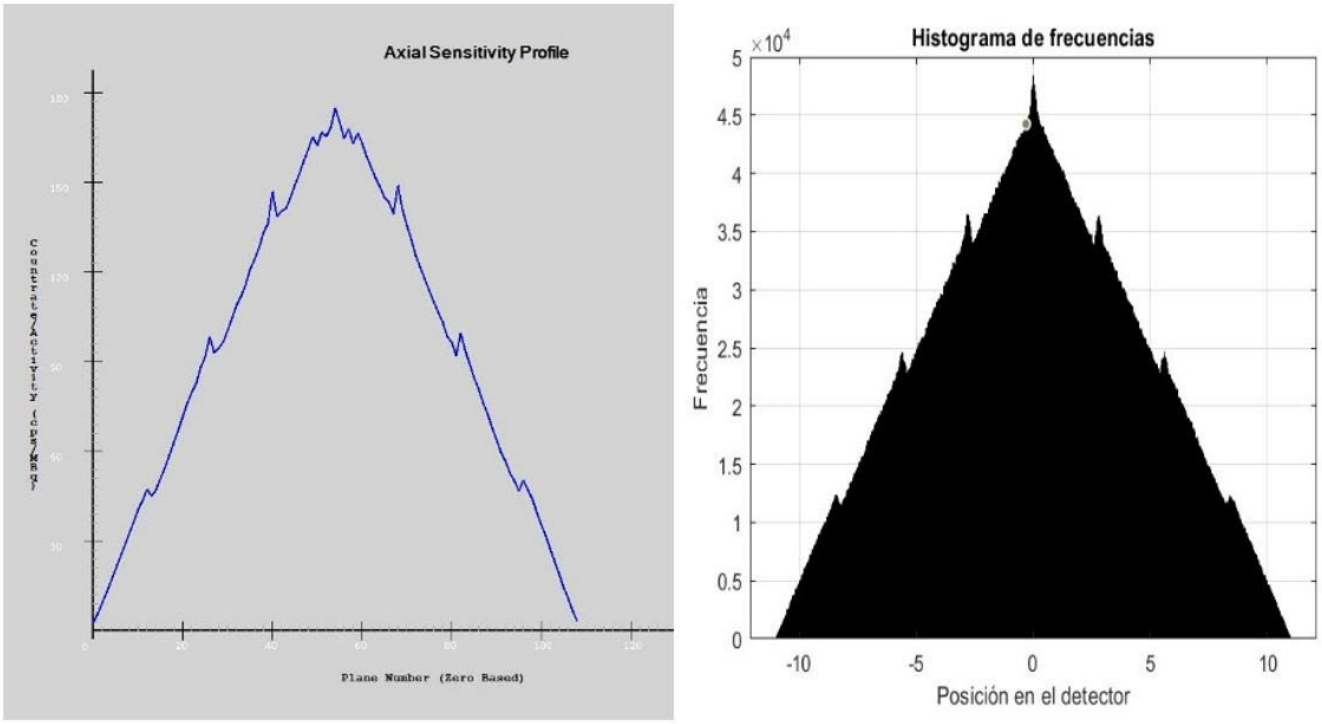


FIGURA 1. Sensibilidad obtenida en medida real (izquierda) y simulada (derecha).

DISCUSIÓN

Se observa como parámetro más influyente el FoV axial de los equipos, donde se ve proporcionalidad en la sensibilidad con su tamaño.

La sensibilidad simulada considerando únicamente interacción fotoeléctrica es aproximadamente un 42% inferior a la proporcionada por los fabricantes. Mientras que, al considerar el coeficiente de atenuación total (fotoeléctrico + Compton) resulta ser un 30% superior. Como es lógico, el valor real de sensibilidad estará entre ambos ya que algunas dispersiones Compton depositarán toda su energía en los cristales, mientras que algunos fotones dispersados saldrán de éstos.

Se aprecia que, para los cristales de BGO, estas proporciones son muy diferentes a los cristales de LSO/LYSO.

Las mayores diferencias se dan en los equipos OMNI y PANORAMA, siendo estos los menos precisos a la hora de dar especificaciones geométricas, pudiendo no ser precisa la configuración considerada en la simulación.

CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un método sencillo para obtener la eficiencia geométrica y sensibilidad de diversos equipos PET, observando de forma sencilla las dependencias con parámetros geométricos como el FoV axial o la construcción del mismo.

AJUSTE Y EVALUACIÓN DE LA ESCALA CENTILOIDE PARA [18F] FLUTEMETAMOL EN CORTEXID

Camba Capitán, F. M. (1); Reynés-Llompart, G. (1); Leo-Martínez, F. (1); Rodríguez-Bel, L. (2); Pudis, M. (2); Cruz- González, M. (1); Benaches-Magraner, L. (1); Picon-Olmos, C. (1)

(1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia (ICO); (2) Servicio de Medicina Nuclear-PET IDI, Hospital Universitari de Bellvitge

OBJETIVOS

La Escala Centiloide (EC) es una herramienta diseñada para estandarizar los valores cuantitativos obtenidos con distintos trazadores PET de β-amiloide, empleados en el diagnóstico y seguimiento de la enfermedad de Alzheimer (EA). Este estudio tiene como propósito calibrar la EC, específicamente para imágenes PET obtenidas con el trazador [18F]Flutemetamol y procesadas con el software CortexID v.3.2 (GE Healthcare), dado que este programa aún no incluye su cálculo. Asimismo, se realizó un análisis retrospectivo en una muestra de pacientes para evaluar los resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron imágenes PET y RM de 50 pacientes (p) con alta probabilidad de amiloide y de 24 individuos sanos menores de 45 años, obtenidas a través de GAAIN (https://www.gaain.org/centiloid-project). Los valores SUVr se calcularon utilizando la corteza como región de interés y el cerebelo completo como referencia en CortexID. Posteriormente, se llevó a cabo una calibración de nivel 2 mediante regresión lineal para establecer la relación entre el SUVr y el valor de centiloide.

Para validar la calibración, se estudiaron 30 p a quienes se les realizó un PET/MR. Estos fueron clasificados como positivos (16 p) o negativos (14 p) para depósito de amiloide, según la evaluación de tres especialistas en EA. Los valores de centiloide calculados se compararon con estos diagnósticos.

RESULTADOS

La calibración de la EC arrojó valores de pendiente y ordenada de 133.2 y -136.73, respectivamente. La concordancia entre los valores de centiloide obtenidos de GAAIN y los calculados mostró una pendiente de 0.98 y una ordenada de 0.6 (R^2=0.95).

En cuanto a la validación, la media de centiloide fue de 88.8±9.18 en los casos positivos y de 2.37±3.68 en los negativos. Solo se detectó un caso discordante (falso positivo), el cual, tras una re-evaluación por parte de los especialistas, fue considerado como un resultado dudoso.

CONCLUSIÓN

A pesar de que la EC no se encuentra integrada en la mayoría de los softwares disponibles, su calibración en CortexID permite su implementación en la práctica clínica. Esto proporciona una herramienta cuantitativa valiosa para el diagnóstico y seguimiento de la EA, facilitando la interpretación de imágenes PET de β-amiloide y permitiendo la re-evaluación de casos con discrepancias. Además, su aplicación estandarizada posibilita la comparación de estudios obtenidos con diferentes radiofármacos.

ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN EL INSERTO CON PATRONES DE BARRAS DEL MANIQUÍ JACZSZACK

Fernandez Iglesias, A. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Caudepon Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1); García Iglesias, N. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Martín Veganzones, M. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Astudillo Olalla, R. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Una de las pruebas trimestrales y esenciales que se propone en el Protocolo Español de Control de Calidad de la Instrumentación de Medicina Nuclear (versión 2020) para los equipos PET-CT es la prueba de calidad de imagen rutinaria con un maniquí Jaczszack. En esta prueba se propone analizar la resolución espacial evaluando visualmente cuál es el tamaño de las barras más pequeñas que se puede distinguir. El objetivo de este trabajo es proponer un análisis cuantitativo de esta sección del maniquí.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han realizado adquisiciones en 3 días diferentes a un maniquí Jaczszack en un PET-CT Siemens Biograph Vision 600. La actividad en el maniquí a la hora de inicio de adquisición ha sido de 0.43, 0.51 y 0.40 mCi respectivamente, con el objetivo de obtener una concentración similar a la de un paciente de 70 kg al que se le inyectan 5 mCi. La adquisición se realiza en modo continuo a velocidad 0.2 mm/s, equivalente a 10 min/cama, y se realizan dos reconstrucciones, una sin corrección por PSF y un filtro de suavizado gaussiano de FWHM=3 mm y otra de mayor resolución espacial con corrección por PSF y un filtro de suavizado gaussiano de FWHM=2 mm. Ambas reconstrucciones se realizan con matriz de 440x440, zoom=2, reconstrucción iterativa OSEM3D con 8 iteraciones y 5 subconjuntos y corrección por TOF.

El análisis consiste en aplicar el método de Droege, aplicado habitualmente a otras modalidades de imagen como el CT. Este método consiste en obtener un valor de la función de transferencia de modulación para cada grupo de tamaño de barras i de la siguiente manera:

$$MTF_i = /fracaCE/cdot/sqrtSTD_i^2 - /left(/fracSTD_f^2 + STD_{obj}^2 2/right)$$

Donde a es una constante (se propone un valor de 3.1 para que la MTF obtenida a través de este método coincida con la obtenida a partir de un objeto de sección circular siguiendo el método del TG233), CE es el contraste de escala (diferencia de valor de píxel

entre fondo y objeto), STD_i^2 es la varianza de una ROI de área constante que incluya el grupo i (FIGURA 1 izquierda) y STD_f^2 y STD_{obj}^2 es la varianza de una ROI del mismo área que solamente incluya fondo y objeto respectivamente (FIGURA 1 derecha).

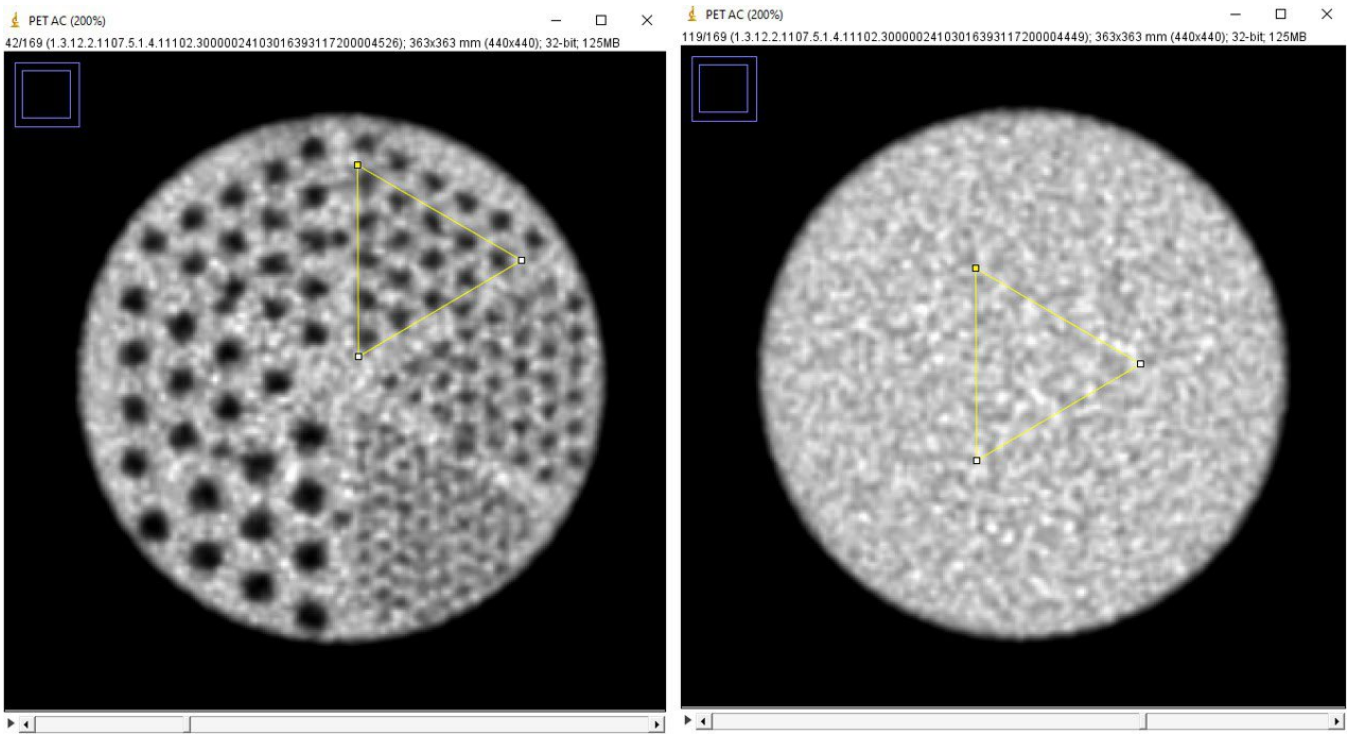


FIGURA 1. ROIs para medida de STDi (izquierda) y STDf (derecha).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos (TABLA 1) muestran una reproducibilidad aceptable, con una máxima variación en el valor de MTF con respecto al promedio inferior al 3%. Por otro lado, la reconstrucción con corrección de PSF muestra valores superiores de MTF para todos los grupos de barras i, a excepción del grupo con el diámetro más pequeño, donde los valores son similares.

	Reconstrucción sin corrección PSF				Reconstrucción con corrección PSF			
pl/cm	MTF_1 (0.43 mCi)	MTF_2 (0.51 mCi)	MTF_3 (0.40 mCi)	Máx variación	MTF_1 (0.43 mCi)	MTF_2 (0.51 mCi)	MTF_3 (0.40 mCi)	Máx variación
0.394	86.3%	84.8%	83.0%	1.7%	93.6%	90.7%	91.2%	1.8%
0.450	75.6%	75.7%	75.1%	0.4%	84.0%	85.9%	82.7%	1.7%
0.526	71.3%	70.9%	67.2%	2.6%	79.7%	78.6%	75.6%	2.4%
0.633	59.9%	58.9%	55.7%	2.5%	66.0%	66.9%	63.1%	2.2%
0.781	44.1%	44.1%	42.1%	1.3%	47.5%	47.6%	47.8%	0.2%
1.042	27.3%	26.1%	28.1%	1.1%	26.7%	25.9%	27.8%	1.0%

TABLA 1. Resultados obtenidos de MTF para las dos reconstrucciones en tres fechas distintas.

CONCLUSIONES

El método propuesto permite evaluar cuantitativamente de forma reproducible y sencilla la resolución espacial. Además, el método proporciona valores de MTF superiores en aquellas reconstrucciones con mejor resolución espacial.

VALIDEZ DE LOS CÁLCULOS DOSIMÉTRICOS BASADOS EN UN SOLO PUNTO TEMPORAL EN TRATAMIENTOS DE LU-177-DOTATATE

Fernandez Iglesias, A. (1); Ribelles Segura, M. J. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Caudepon Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1); García Iglesias, N. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Martín Veganzones, M. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Uno de los mayores problemas encontrados a la hora de hacer cálculos dosimétricos en pacientes tratados con Lu-177- DOTATATE es la necesidad de realizar múltiples SPECT-CT, que son equipos de limitada disponibilidad. En este trabajo se desea verificar si la cinética de los distintos volúmenes se mantiene lo suficientemente constante entre ciclos como para poder hacer los cálculos a partir de la curva obtenida en el primer ciclo y un solo SPECT-CT de los ciclos posteriores.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se han estimado las dosis absorbidas en lesiones, riñones y bazo en el cuarto ciclo de 6 pacientes. Esta estimación se ha llevado a cabo mediante dos métodos. El primer método consiste en adquirir tres SPECT-CT a las 24h, 48h y 168h tras la administración del radiofármaco y ajustar para cada volumen la curva actividad-tiempo a una función monoexponencial o biexponencial, si la primera no da buen resultado. El segundo método consiste en escalar la función que mejor ajustaba la curva actividad-tiempo en el primer ciclo multiplicándola por el factor necesario para que el SPECT-CT adquirido en el cuarto ciclo a las 24 h quede dentro de la curva (método 2).

Las imágenes se han obtenido en dos SPECT-CT: uno modelo Symbia Intevo 6 y otro modelo Symbia Intevo Bold (Siemens Healthineers). En todos los casos los parámetros de adquisición han sido: colimadores Medium Energy Low Penetration, ventana de fotopico centrada en 208 keV con una anchura del 20% y dos ventanas de dispersión adyacentes del 10%, 128 proyecciones, 20 s por proyección, órbita no circular, matriz 256x256. La reconstrucción de estas imágenes se ha realizado con el paquete “Broad Quantification” empleando para ello 20 iteraciones y 1 subconjunto, sin aplicar filtros de suavizado.

Los cálculos de dosis absorbidas se han llevado a cabo con el producto MIM SurePlan v7.3.2. empleando para ello el kernel que ofrece MIM generado con MCNP. Las dosis absorbidas en las lesiones se han corregido aplicando los factores de recuperación medidos con un maniquí de esferas.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se muestran las diferencias en dosis absorbidas obtenidas para los distintos volúmenes en el cuarto ciclo siguiendo los dos métodos propuestos. Se puede observar que las máximas diferencias en las dosis absorbidas calculadas ocurren para las lesiones 4.2 y 4.3, que son las que presentan una mayor disminución de la dosis absorbida entre el primer ciclo y el último. Para el resto de los pacientes y volúmenes la desviación entre los dos métodos es inferior al 12%.

	VOI	Volumen (mL)	Ajuste 1er ciclo	Dosis 1er ciclo (Gy)	Ajuste 4º ciclo mét 1	Dosis 4º ciclo (Gy) mét 1	Dosis 4º ciclo (Gy) mét 2	Desv mét 2 vs mét 1
Paciente 1	Kidney_L	160.21	Monoexponencial	2.60	Monoexponencial	2.27	2.17	-4.4%
	Kidney_R	148.78	Monoexponencial	3.19	Monoexponencial	2.43	2.44	0.4%
	Spleen	35.99	Monoexponencial	2.26	Biexponencial	2.52	2.48	-1.6%
	Tumor 1.1	16.75	Monoexponencial	29.42	Monoexponencial	15.14	15.80	4.4%
	Tumor 1.2	9.84	Monoexponencial	12.42	Monoexponencial	10.97	9.93	-9.5%
Paciente 2	Kidney_L	195.32	Monoexponencial	2.22	Monoexponencial	2.44	2.36	-3.3%
	Kidney_R	159.20	Monoexponencial	2.50	Monoexponencial	2.60	2.56	-1.5%
	Spleen	533.41	Monoexponencial	2.05	Monoexponencial	2.38	2.45	2.9%
	Tumor 2.1	116.66	Monoexponencial	25.63	Monoexponencial	13.93	14.74	5.8%
	Tumor 2.2	406.21	Monoexponencial	22.23	Monoexponencial	10.63	11.84	11.4%
Paciente 3	Kidney_L	204.67	Monoexponencial	1.67	Monoexponencial	1.93	2.12	9.8%
	Kidney_R	182.22	Monoexponencial	1.94	Monoexponencial	2.25	2.46	9.3%
	Spleen	418.38	Monoexponencial	2.55	Monoexponencial	3.00	3.22	7.3%
	Tumor 3.1	19.42	Biexponencial	19.25	Monoexponencial	14.83	15.41	3.9%
Paciente 4	Kidney_L	156.68	Monoexponencial	4.33	Monoexponencial	4.28	4.73	10.5%
	Kidney_R	155.76	Monoexponencial	4.17	Monoexponencial	3.99	4.25	6.5%
	Spleen	87.84	Monoexponencial	4.61	Monoexponencial	4.21	4.80	14.0%
	Tumor 4.1	15.43	Monoexponencial	34.64	Monoexponencial	14.63	15.94	9.0%
	Tumor 4.2	13.71	Monoexponencial	18.31	Monoexponencial	2.96	3.59	21.3%
	Tumor 4.3	7.55	Monoexponencial	13.47	Monoexponencial	2.26	2.70	19.5%
Paciente 5	Kidney_L	180.29	Monoexponencial	2.27	Monoexponencial	2.38	2.09	-12.2%
	Kidney_R	178.83	Monoexponencial	2.37	Monoexponencial	2.39	2.17	-9.2%
	Spleen	89.99	Monoexponencial	4.78	Monoexponencial	4.25	4.51	6.1%
	Tumor 5.1	28.10	Monoexponencial	24.63	Monoexponencial	14.70	14.83	0.9%
	Tumor 5.2	24.31	Monoexponencial	22.13	Monoexponencial	13.45	13.12	-2.5%
	Tumor 5.3	22.01	Monoexponencial	13.27	Monoexponencial	8.61	8.67	0.7%
Paciente 6	Kidney_L	94.90	Monoexponencial	4.95	Monoexponencial	4.18	3.97	-5.0%
	Kidney_R	112.00	Monoexponencial	6.17	Monoexponencial	4.70	4.62	-1.7%
	Spleen	197.76	Monoexponencial	3.06	Monoexponencial	8.87	7.96	-10.3%
	Tumor 6.1	66.10	Monoexponencial	6.19	Monoexponencial	7.62	7.77	2.0%
	Tumor 6.2	17.54	Biexponencial	11.42	Monoexponencial	14.87	13.99	-5.9%

TABLA 1. Diferencias en dosis absorbidas calculadas en el cuarto ciclo siguiendo los dos métodos propuestos.

CONCLUSIONES

Asumir que la cinética de los distintos volúmenes entre ciclos se mantiene constante puede considerarse, en general, una aproximación aceptable. Los resultados obtenidos sugieren que esta suposición puede llevar a desviaciones superiores en aquellos pacientes que presentan lesiones en los que la diferencia de dosis absorbida entre ciclos es mayor, aunque sería necesario incluir una mayor muestra de pacientes para confirmarlo.

DOSIMETRÍA PERSONALIZADA EN TERAPIA METABÓLICA CON I-131: RECURSOS DISPONIBLES PARA PACIENTES CON CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES

Manzano Martínez, F. J. (1); Cañete, S. (2); Gordo, E. (2); Pastor, J. (2); Nuño, C. (3); Jimenez, D. (4); Espejo, M. (4)
(1) Vithas Sanidad Málaga Internacional; (2) UMA; (3) -; (4) Vithas

INTRODUCCIÓN

La terapia metabólica con I-131 es fundamental en el tratamiento de pacientes con cáncer diferenciado de tiroides.

Este trabajo presenta un primer paso para la dosimetría, combinando la medición de actividad en sangre y cuerpo completo para estimar la dosis absorbida por la médula ósea, que permita maximizar la dosis al tumor y limitar la toxicidad en órganos de riesgo.

El principal problema a superar es la concienciación de esta necesidad en un Servicio sin recursos económicos para comprar cámaras tipo Captus.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio incluyó a una paciente con metástasis tiroidea de 2,5 cm tratada con I-131.

Mediciones corporales: Se realizaron medidas de actividad en cuerpo completo con cámara Victoreen a 1, 2 y 3 metros. Extracción de sangre: Se obtuvieron muestras de 1 ml de sangre a las 2, 24, 48 y 120 horas tras la administración de la cápsula de I-131. En las primeras 2 horas la paciente no orinó.

Preparación de muestras: Las mediciones radiométricas se realizaron en la Universidad mediante espectrometría gamma de bajo fondo con un detector de germanio de tipo coaxial (Canberra Industries Inc., EE. UU.), con una eficiencia relativa del 20% que fue

calibrado utilizando un patrón de referencia certificado con 8 radionucleidos emisores gamma abarcando, así, un rango de energías de 59,54 a 1836,05 KeV.

Cada muestra se midió durante 172.000 s y el análisis de espectros se realizó con el software de espectrometría Genie2K versión 2.0 (Canberra Industries Inc., EE. UU.)

Metodología dosimétrica: Los cálculos dosimétricos siguieron las recomendaciones de las EANM Dosimetry Committee Guidelines for Bone Marrow and Whole-Body Dosimetry.

RESULTADOS

Mediciones en sangre:

La actividad disminuyó drásticamente en las primeras 24 horas, bajando al 5.6% de la actividad inicial, destacando la rápida eliminación de la actividad en sangre.

La correlación entre las medidas de sangre y cuerpo completo validan la precisión del método de medida empleado. Planificación del tratamiento:

Los cálculos permitieron estimar la dosis en médula ósea, estableciendo la actividad óptima para un segundo tratamiento a los 6 meses. Utilizando esto datos como dosimetría previa.

Relevancia clínica:

La aplicación práctica del protocolo permite ajustar la actividad administrada al tumor, minimizando la exposición a órganos de riesgo y maximizando el efecto terapéutico.

DISCUSIÓN

En este estudio, MADHYASETU desempeñó un papel central al conectar los recursos tecnológicos de la Universidad de Málaga con las necesidades clínicas del hospital.

Esto permitió crear y mejorar un protocolo práctico basado en recomendaciones internacionales.

CONCLUSIONES

La precisión del equipamiento permitirá hacer estimaciones de actividad en sangre incluso semanas después de las extracciones.

La metodología permitió estimar con precisión la dosis absorbida por médula ósea, lo cual nos da información para posteriores tratamientos.

La colaboración entre empresa privada, universidad y hospital establece un modelo efectivo para integrar recursos tecnológicos avanzados en la práctica clínica. Frente a las grandes inversiones que deberían hacerse para mantener técnicas avanzadas.





OBTENCIÓN DE IMÁGENES 2D DE TRANSMISIÓN PARA LUTECIO A PARTIR DE IMÁGENES CT

Martín García, D. (1); Martínez Gómez, L. C. (11); Lozano Martínez, R. (1); Martín Fontán, M. (1); Retorta Fernández, P. (1); Rot San Juan, M. J. (1); Gilarranz Moreno, R. M. (1)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

La utilización de imágenes 2D para la dosimetría en terapias con ^{177}Lu sigue siendo práctica habitual debido a que puede obtenerse un mapa de captación del radiofármaco en todo el cuerpo con mucho menos tiempo de máquina que con técnicas 3D (SPECT). Los métodos de cuantificación de la imagen 2D, así como las correcciones necesarias, se describen en el

documento MIRD Pamphlet No.16[1].

La corrección de atenuación se realiza normalmente con una imagen de transmisión realizada con fuente plana de ^{57}Co y escalada a la energía del ^{177}Lu. En este trabajo se presenta un método para obtener una imagen de transmisión 2D de un paciente para la energía del ^{177}Lu, mediante la proyección de una imagen CT escalada a la energía del radionucleido, que tiene en cuenta la verdadera dependencia energética de los tejidos a la energía del ^{177}Lu.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha desarrollado un código Python que transforma los números Hounsfield de un corte CT en coeficientes de atenuación

del tejido correspondiente mediante aplicación del método bilineal[2]. Estas imágenes son posteriormente proyectadas en 2D en el eje AP, de forma que el valor de pixel es la integral de línea del coeficiente de atenuación del tejido correspondiente para ^{177}LU ($/int/mu/, dx$), lo que permite calcular el factor de corrección de atenuación para el método de las imágenes conjugadas:

$$A_j = /sqrt/frac I_A I_P e^{-/mu_e t}$$

Este método se ha aplicado a una muestra de 9 pacientes tratados con ^{177}Lu. Mediante la imagen 2D generada, se ha evaluado el factor de corrección de atenuación para la actividad en riñón como el valor medio de la ROI correspondiente al riñón en la imagen. Este valor se ha comparado con el proporcionado por la imagen de transmisión de ^{57}Co escalada a ^{177}Lu. Las transmisiones para ^{177}Lu se han calculado a partir de las de ^{57}Co mediante la expresión:

$$T_{Lu} = T_{Co}^{/frac/mu_{Lu}/mu_{Co}}$$

$/frac/mu_{Lu}/mu_{Co} = /textcte$ para todos los tejidos (se usaron los coeficientes para tejido blando)

La profundidad AP y PA del riñón se ha medido en todos los casos mediante la imagen CT.

RESULTADOS

Paciente	Tr. CT-^{177}Lu	Tr. ^{57}Co57-^{177}Lu
1	6,7%	6,3%
2	7,6%	7,0%
3	8,1%	8,5%
4	7,9%	9,0%
5	8,8%	10,5%
6	8,6%	8,9%
7	7,9%	8,0%
8	4,7%	1,0%
9	5,9%	3,6%

Tabla 1. Resultados de cada paciente con el método de proyección explicado en el póster y con la imagen de transmisión de ^{57}Co escalada a ^{177}Lu.

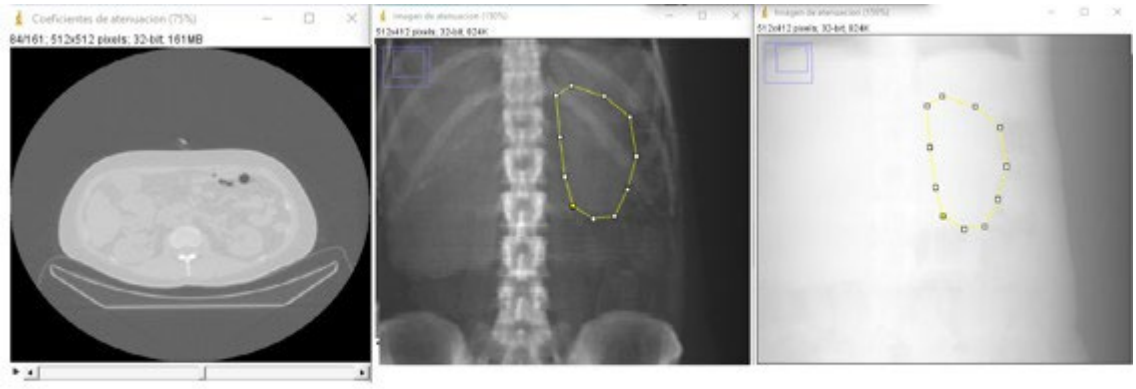


Imagen 1.Imágenes obtenidas por el código Python. A la izquierda el mapa CT de factores de atenuación lineal. A la derecha su proyección con distinto nivel de ventana para mejor visualización de estructuras blandas.

DISCUSIÓN

Los valores obtenidos con el método propuesto son similares a los obtenidos con el método convencional. Sin embargo, en principio, el método propuesto es más preciso porque permite tener en cuenta la dependencia energética correcta del

coeficiente de atenuación de los diferentes tejidos para ^{177}Lu. Las máximas diferencias observadas (pacientes 8 y 9) corresponden a pacientes más gruesos, ya que a mayor tamaño, menos efectiva será la aproximación usando imágenes 2D por el incremento de heterogeneidades.

CONCLUSIONES

El método permite la generación de una imagen de corrección de atenuación 2D precisa para ^{177}Lu a partir de un CT y permite tener en cuenta la dependencia energética del coeficiente de atenuación en ^{177}Lu para los diferentes tejidos.

REFERENCIAS

[1]MIRD Pamphlet No.16: Techniques for Quantitative Radiopharmaceutical Biodistribution Data Acquisition and Analysis for Use in Human Radiation Dose Estimates.

[2]Evaluation of a bilinear model for attenuation correction using CT numbers generated from a parametric method. L.C. Martinez, A. Calzado

IMPACTO DE LA CINÉTICA DE UNIÓN E INTERNALIZACIÓN DE UN RADIOFÁRMACO EN EXPERIMENTOS IN VITRO

Suárez García, D. (1); Valladolid Onecha, V. (2); Cortés Giraldo, M. A. (1); Bertolet Reina, A. (2)
(1) Universidad de Sevilla; (2) Mass General Brigham and Harvard Medical School

INTRODUCCIÓN

La terapia con radiofármacos (RPT, por sus siglas en inglés) combina el uso de radionúclidos con agentes farmacológicos con alta afinidad a proteínas de células tumorales. Este tipo de terapia dirigida ha mostrado resultados prometedores en pacientes metastáticos debido a la sistematicidad y especificidad del tratamiento. Además de los emisores beta aprobados para uso clínico, los emisores alfa están siendo ampliamente estudiados por su alta LET y corto alcance, lo que concentra la energía depositada en el tumor, aumentando el daño no reparable.

Un aspecto clave para la RPT es su habilidad para ligarse y permanecer en células tumorales, lo cual viene determinado por la cinética de unión. Este trabajo analiza el impacto de diferentes perfiles cinéticos en los resultados dosimétricos de experimentos in vitro.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para este estudio hemos desarrollado una extensión del software TOPAS para modelar mediante Monte Carlo experimentos con radiofármacos en cultivos celulares. El modelo de geometría consta de una monocapa celular donde cada célula es un cilindro que alberga un núcleo concéntrico, también cilíndrico. La extensión desarrollada incorpora procesos clave para caracterizar la cinética del radiofármaco, como afinidad del enlace, internalización, reciclaje, degradación, y eflujo.

En este contexto, hemos realizado un estudio de sensibilidad con Pb-212 para investigar diferentes escenarios cinéticos, variando parámetros como la afinidad (típicamente medida con la constante de disociación, K_D, y el número de receptores, B_{max}), la velocidad de unión, internalización y eflujo y/o la capacidad de internalización. Cada combinación de parámetros fue

analizada desde un punto de vista dosimétrico, obteniendo la estructura temporal de la dosis y la energía específica impartida por célula. Dos experimentos publicados, con células tumorales de páncreas (PDAC) y ovario (ES2), fueron también simulados para encontrar la cinética que mejor ajusta los resultados experimentales.

RESULTADOS

Los resultados mostraron que variaciones en la tasa de eflujo tienen un impacto mayor en los escenarios con una alta afinidad e internalización. Los sistemas con una degradación y eflujo rápido presentan una dosis acumulada mayor con radiofármacos con comportamiento antagonista, donde la tasa de internalización es baja.

Simulando los dos experimentos publicados con K_D, B_{max} y porcentaje de internalización bien definidos, encontramos que la tasa de unión, internalización y eflujo condicionan las distribuciones dosimétricas con diferencias entre escenarios de hasta el 26% en PDAC y 48% en ES2.

CONCLUSIONES

Este trabajo muestra cómo, dependiendo de la tasa de eflujo, una alta tasa de internalización puede resultar en una reducción del tiempo de residencia del ligando, y por tanto una disminución de la dosis impartida. Enfatiza además la necesidad de información precisa más allá de la típicamente reportada sobre la cinética de un radiofármaco para poder calcular de manera fiable la distribución de dosis absorbida.

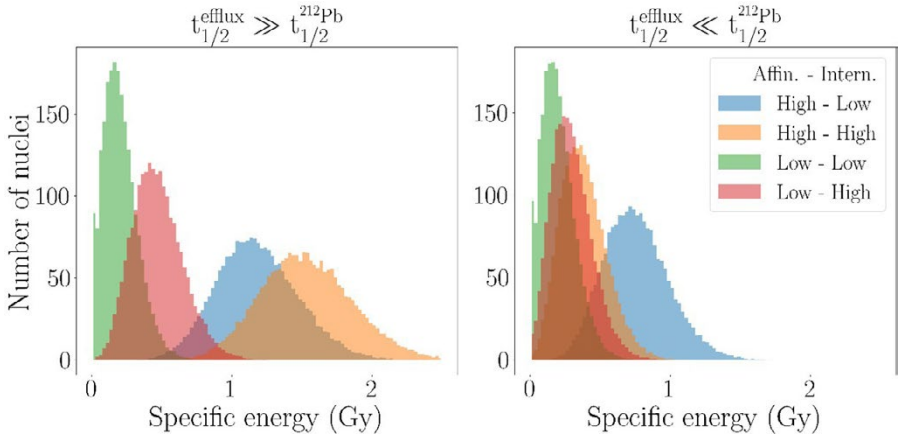


FIGURA 1. Distribución de energía específica en las células para diferentes perfiles cinéticos, para un tiempo de excreción mucho mayor o mucho menor que la semivida del Pb-212.

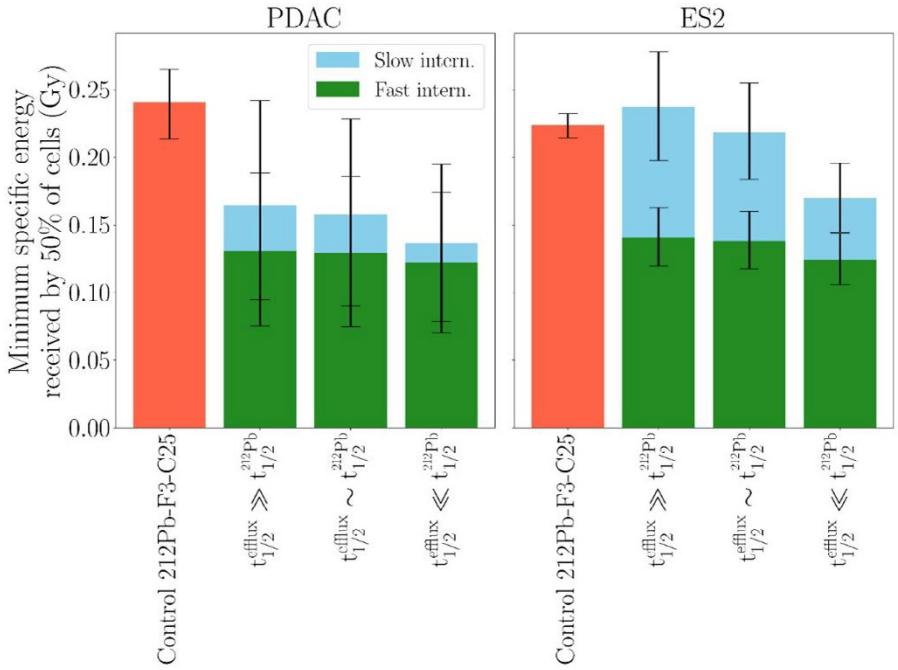


FIGURA 2. Energía específica mínima absorbida por el 50% de las células en varios escenarios simulados los dos experimentos simulados con TOPAS.

DOSIS DEBIDA AL CT EN ESTUDIOS ÓSEOS DE CUERPO COMPLETO REALIZADOS EN UN EQUIPO SPECT/CT BASADO EN CZT

Prieto Azcárate, E. (1); Martínez Moreno, A. (1); Cuevas Jurado, R. (1); Martí-Climent, J. M. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

Los equipos SPECT/CT basados en CZT con 12 cabezales que cubre 360° están diseñados para hacer únicamente imagen tomográfica. Por tanto, el estudio clásico de rastreo óseo debe adquirirse como SPECT/CT, incluyendo un CT de cuerpo completo para corrección de atenuación.

OBJETIVO

Conocer la dosis en términos de DLP (producto dosis longitud) del CT asociado a un SPECT/CT óseo de cuerpo completo y compararla con un SPECT/CT óseo localizado, complementario a rastreo planar, adquirido en un equipo convencional.

MÉTODOS

En nuestro centro, se dispone de un SPECT convencional modelo Symbia T2 (Siemens) con CT de 2 cortes y se ha instalado un SPECT basado en CZT modelo Veriton-300 (Spectrum Dynamics) con CT de 16 cortes.

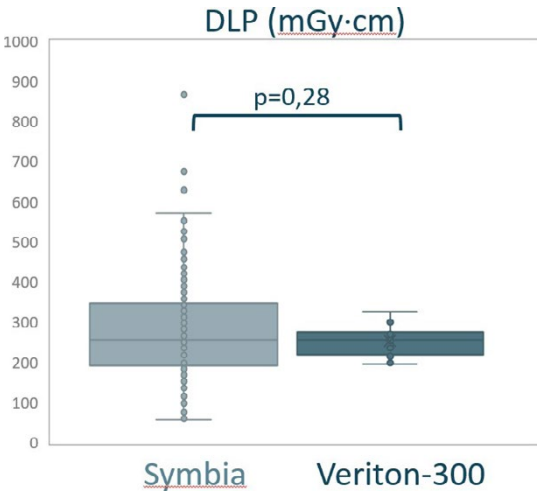
En el equipo convencional, el protocolo para gammagrafía ósea incluye en algunos pacientes un SPECT/CT complementario localizado. El protocolo de adquisición de este CT es de 130 kV y 80 mAs de referencia con modulación de corriente (CareDose) y reconstrucción con retroproyección filtrada. En el equipo Veriton-300 el protocolo para estudio óseo de cuerpo completo es de 120 kV, 16.2 mAs efectivos con modulación de corriente y reconstrucción iterativa (low dose iterative reconstrution: LISA).

Se han revisado las gammagrafías óseas realizadas en el SPECT/CT Symbia entre las fechas 01/09/2023 y 30/08/2024 y las realizadas en el SPECT/CT Veriton-300 desde su instalación en diciembre de 2024 hasta el 21/01/2025. Se han registrado los valores de DLP de estas exploraciones y se ha analizado también la longitud explorada.

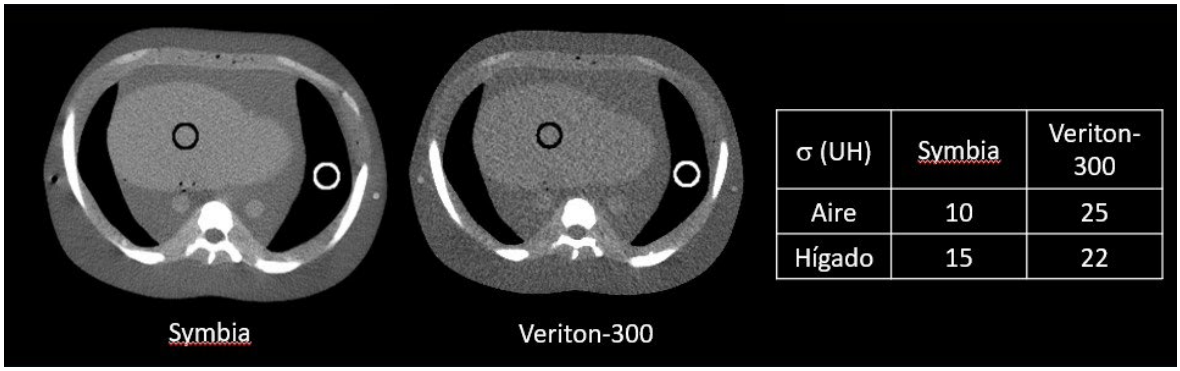
Además, se ha adquirido el maniquí de torso adulto (CIRS) con ambos protocolos y se ha comparado la calidad de imagen, midiendo la desviación estándar de las unidades Hounsfield (UH) en dos regiones de interés correspondientes a aire y tejido blando.

RESULTADOS

Se han revisado 368 exploraciones en el equipo Symbia. El SPECT cubrió una única posición de cama (39.9 cm) en el 74% de los casos y 2 camas o más en el 26% de los casos. El DLP promedio fue de: 270±108 mGy·cm. En el SPECT/CT Veriton, se han revisado 46 estudios. La longitud de los estudios fue de 1860±98 cm y el DLP de 251±93 mGy·cm (Figura 1).



Se observó que la imagen CT obtenida en el equipo Veriton-300 muestra peor calidad de imagen (Figura 2).



σ (UH)	Symbia	Veriton-300
Aire	10	25
Hígado	15	22

DISCUSIÓN

Una de las cuestiones que surgen al introducir los equipos SPECT/CT basados en CZT es que exigen adquirir CT para exploraciones que solo requerían imágenes de gammagrafía planar (estáticas, rastreos, dinámicas) en un equipo convencional. Aunque el protocolo empleado es de baja dosis, la reconstrucción iterativa permite obtener una calidad de imagen suficiente para garantizar una adecuada corrección de atenuación.

CONCLUSIONES

Se ha comprobado que la dosis en términos de DLP de un CT de cuerpo completo en un SPECT de CZT no supone un incremento de dosis respecto a un SPECT/CT localizado complementario a la gammagrafía ósea.

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA ALTERNATIVA PARA LA EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN DE ACLARADO HEPÁTICO MEDIANTE GAMMAGRAFÍA HEPATOBILIAR CON MEBROFENINA

Martínez Moreno, A. (1); Prieto Azcárate, E. (1); Rodríguez Fraile, M. (1); Sancho Rodríguez, L. (1); Cuevas Jurado, R. (1); Martí Climent, J. M. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

La gammagrafía hepatobiliar con mebrofenina es una técnica de imagen empleada para evaluar la función hepática antes de cirugías mayores como la resección hepática y la radioembolización, determinando la función de aclarado hepático total (LClr) mediante un estudio dinámico.

El estudio se basa en la captación de corazón, hígado y FOV total, aplicando el formulismo de Ekman et al. (1996) a lo largo de un estudio dinámico donde el radiotrazador inicialmente en sangre circundante va siendo progresivamente aclarado por el hígado.

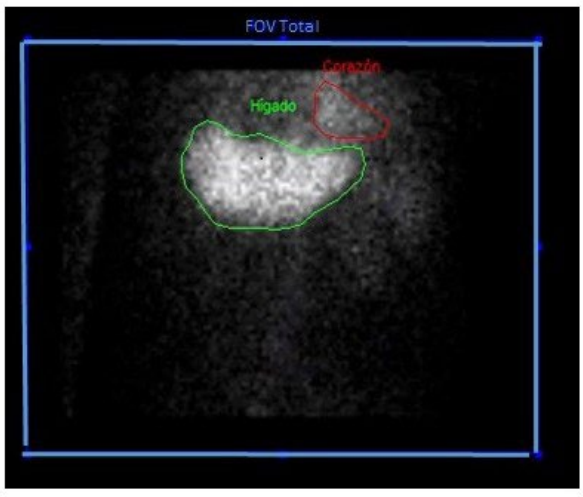
El objetivo en este trabajo es presentar una herramienta basada en una hoja de cálculo estándar para calcular LClr de manera accesible y fácilmente adaptable a los ficheros exportados por cualquier visor DICOM sin necesidad de depender de soluciones comerciales específicas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se revisaron retrospectivamente siete estudios de mebrofenina con adquisiciones dinámicas de 38 tomas de 10 segundos desde la inyección del radiotrazador, calculando el LClr desde los 150 a 350 segundos.

Un especialista en medicina nuclear delineó las regiones de interés (Figura 1a) en el software de propósito general syngo.via, y se extrajeron las curvas-actividad-tiempo correspondientes a la media geométrica de las adquisiciones anterior y posterior. Los datos de actividad-tiempo se procesaron en la herramienta desarrollada en Microsoft Excel, calculando mediante las fórmulas descritas en las referencias bibliográficas, el LClr. En concreto se utilizó además de las mencionas curvas, los datos de peso y altura para normalizar el aclarado por el Área de la superficie corporal (en inglés, BSA).

Para validación, otro especialista nuclear analizó las imágenes con la herramienta de MIM específica para este propósito. La concordancia entre las dos técnicas se evaluó con Bland Altman y el coeficiente de concordancia de Lin, usando la herramienta estadística Stata.



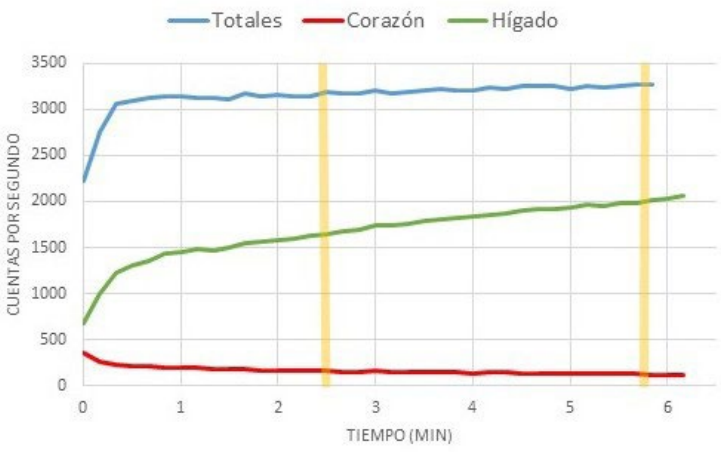


Figura 1a: Regiones de interés delimitadas. Figura 1b: Curvas de aclarado hepático.

RESULTADOS

La diferencia entra las técnicas presentó una media de -0.09 %/min/m², y los límites de concordancia del gráfico Bland- Altman están entre -0.97 y 0.79 %/min/ m² (figura 2) . La correlación de Pearson entre los métodos fue de 0.93 y el coeficiente de Lin fue 0.902, mostrando una concordancia moderada.

N	Excel: LCIr/BSA (%/min/m²)	MIM: LCIr/BSA (%/min/m²)	Error relativo (%)
1	4.35	3.96	10%
2	3.33	3.36	-1%
3	2.03	1.81	12%
4	3.67	3.68	0%
5	4.4	4.21	5%
6	4.68	5.56	-16%
7	4.06	4.56	-11%

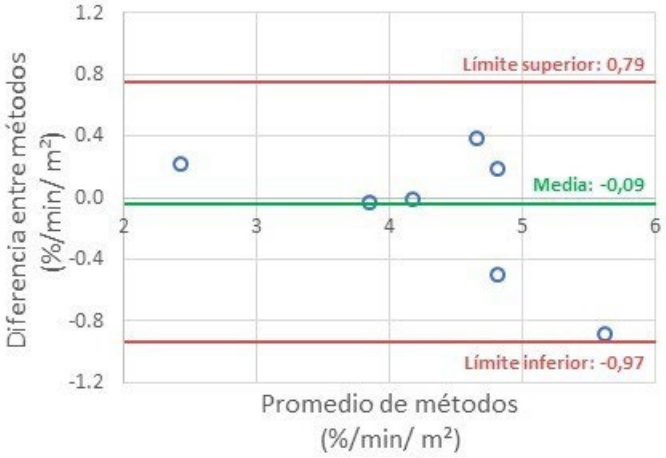


FIGURA 2a Resultados de ambos métodos FIGURA 2b Análisis de BlandAltman

DISCUSIÓN

Las herramientas dedicadas son costosas, lo que restringe su uso en hospitales con recursos limitados. La herramienta propuesta es una alternativa asequible con resultados comparables a software clínicamente validado. Aunque la correlación es moderada, la equivalencia entre los métodos podría estar subestimada debido a la variabilidad entre usuarios en la delimitación de las regiones y al tamaño reducido de la muestra.

Se planea validar con otros softwares y ampliar el número de pacientes, prospectivamente. Su diseño gratuito y adaptable permitiría trabajar con visores DICOM generalistas.

CONCLUSIONES

La herramienta permite determinar el aclarado hepático representando una alternativa accesible en hospitales sin software comercial específico, aunque se debe evaluar en más pacientes para demostrar su equivalencia.

ÁREA TEMÁTICA: RADIODIAGNÓSTICO DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

IDONEIDAD DE LOS MANIQUÍES DE ESFERAS DE ALUMINIO PARA EL CONTROL DE SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA

Garcia Ovejero, J. (1); Alarcia, M. (2); Barba, J. C. (2); Cabañero, B. (2); Cuesta, J. A. (2); García-Sanz, A. (1); Megías, J. M. (2); Chevalier Del Río, M. (3)

(1) Clínica Universidad de Navarra; (2) Hospital General Universitario Gregorio Marañón; (3) Universidad Complutense de Madrid4

INTRODUCCIÓN

Los sistemas de tomosíntesis digital de mama (DBT) han mejorado la efectividad en el diagnóstico temprano del cáncer de mama[1]. Sin embargo, conllevan nuevos retos como la evaluación de artefactos tipo cremallera. La SEFM[2] y la EFOMP[3] han propuesto recientemente sendas metodologías, pero las diferencias tecnológicas entre los DBTs complican la homogenización del cálculo de la función de dispersión del artefacto (ASF). Otro aspecto discutible es el uso de maniquíes de esferas de aluminio como generadores de artefactos.

MATERIALES Y MÉTODOS

En este trabajo se compara la ASF generada por dos DBT: GE (Senograph PristinaTM) y el Hologic® (Selenia® Dimensions®). Para ello, la ASF se calculó mediante tres método: el valor máximo del píxel, el valor medio en una ROI y un novedoso método híbrido de valor medio en torno al pixel de valor máximo. Para cada método se calculó su anchura a media altura (FWHM) usando interpolaciones lineales y ajustes gaussianos.

Una vez elegida la metodología, se comparó la ASF generado por el maniquí de esferas de Al (PIXMAM3D, LEEDS), con microcalcificaciones de 0.54 mm del Mammo156™ (Gammex) y maniquíes caseros de marcadores de Pb de 1 mm y esferas cerámicas de 2,3 mm.

RESULTADOS

Los datos mostraron que el ajuste lineal del ASF calculado con el valor medio de la ROI proporciona resultados adecuados para Hologic®, mientras que para GE el ajuste Gaussiano del ASF calculado por el método híbrido atenúa los efectos de saturación de la ASF y el ruido. Se observó también que las esferas de Al generan un ASF más ancha que las microcalcificaciones, pero más estrecha que los marcadores de Pb y cerámicos.

DISCUSIÓN

Se observó que el método de cálculo de la ASF necesita ajustarse a las características del artefacto de cremallera que produce cada DBT. Una diferencia fundamental es el uso de coordenadas Cartesianas (GE) o cone-beam (Hologic®)[4]. Además, aunque el aluminio ha sido útil para simular microcalcificaciones en tomografías 2D, falla al generar artefactos de cremallera próximos a la práctica clínica.

CONCLUSIONES

Los protocolos de EFOMP y SEFM para el cálculo del ASF generan FWHM deben adecuarse a los métodos de reconstrucción tomográfica. Además, observa que la FWHM del ASF generado por el maniquí de Al difiere de los generados por microcalcificaciones simuladas y esferas de Pb, cuyas composiciones se asemejan más a elementos clínicos como clips quirúrgicos o lesiones mamarias.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la SEFM por la financiación del proyecto SPHEPHANT (PI-SEFM-2023).

	FWHM (mm)	
	Senograph Pristina™ GE -Método híbrido -Ajuste Gaussiano	**Selenia® Dimensions® HOLOGIC -Método de valor medio -Ajuste lineal**
Al spheres	4.5	11.2
Pb markers	5.7	14.7
Ceramic markers	8.2	27.3
Micro-calcifications	3.1	6.3

Tabla 1. Anchura a media altura (FWHM) del ASF generado por un maniquí de esferas de Al, microcalcificaciones simuladas de 0.54 mm, esferas cerámicas y marcadores de Pb.

REFERENCIAS

1 Gao, Y. et al. RadioGraphics (2021) 41:2, 321-337

2 Chevalier del Río, M. et al. Revista De Física Médica (2021), 22(1), 39–122.

3 van Engen, R. E. et al. (2023) 'Quality Control in Digital Breast Tomosynthesis (DBT) / EFOMP PROTOCOL v.01.03.2023' EFOMP.

4 Maki, A.K. et al. Med. Phys. (2016) 43:8, 4803-4807

IMPACTO DE LA CORRECCIÓN DE LA CAPA HEMIRREDUCTORA EN EL CÁLCULO DE LA DOSIS GLANDULAR EN MAMOGRAFÍA SEGÚN EL TG282/WG

Lamaison Vidarte, M. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Martín Veganzones, M. (1); Mañeru Cámara, F. (1); García Iglesias, N. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Pellejero Pellejero, S. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

El grupo de trabajo conjunto de la AAPM y la EFOMP (TG282/EFOMP WG) ha difundido recientemente una publicación mejorando los modelos y la metodología empleados en el cálculo de la dosis glandular en mamografía. Junto con esta publicación se ha distribuido un software que permite calcular este indicador utilizando resultados de simulaciones Montecarlo. Se puede acceder a este softaware en versión web y en versión ejecutable para los principales sistemas operativos.

Para calcular la dosis glandular de una exploración de mamografía hay que especificar una serie de parámetros de manera obligatoria: vista, modalidad, geometría del equipo, kilovoltaje, ánodo, filtro y kerma en aire. Sin embargo, la caracterización del haz a través de la capa hemirreductora (CHR) es un parámetro opcional aunque altamente recomendado por los autores. El software ofrece un valor por defecto según el kilovoltaje y la combinación de ánodo/filtro. Si se especifica una CHR, el software añade el espesor necesario del material del filtro de mayor número atómico introducido hasta alcanzarla.

En este trabajo se analiza la diferencia entre utlilizar este valor genérico y el valor del ajuste de CHR obtenido en un control de calidad.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se han realizado sobre un mamógrafo Selenia Dimensions con tres combinaciones ánodo/filtro: W/Rh, W/Ag y W/Al. Para el cálculo se han considerado 3000 exploraciones, 1000 con cada combinación.

La caracterización de la CHR de nuestro sistema se ha hecho de dos maneras: (1) utilizando una cámara de ionización SF6cc y láminas de aluminio y (2) con un multímetro NOMEX. Las primeras medidas se han realizado siguiendo el procedimiento descrito en el protocolo de control de calidad de mamografía de la EFOMP (2015). También hemos comparado nuestros resultados con los publicados por el NCCPM en sus informes técnicos para un equipo del mismo modelo. Por último, hemos simulado nuestro haz en un simulador de espectros, añadiendo una ventana de 1 mm de berilio, el filtro correspondiente y la pala compresora (2.5 mm de PMMA).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Tabla 1 vemos como la CHR ofrecida por el software es significativamente inferior al resto. Los resultados obtenidos con el detector NOMEX se acercan mucho a los obtenidos por el NHS y los simulados. Con la cámara de ionización la CHR es ligeramente superior.

W/Rh					
kV	CHR por defecto	CHR Cion	CHR NOMEX	NHS	Simulado
26	0.41	0.53	0.49	0.49	0.50
28	0.43	0.55	0.52	0.51	0.52
30	0.45	0.57	0.54	0.52	0.54
32	0.46	0.59	0.55	0.54	0.56
W/Ag					
kV	CHR por defecto	CHR Cion	CHR NOMEX	NHS	Simulado
30	0.41	0.61	0.58	0.56	0.59
32	0.43	0.64	0.60	0.58	0.62
36	0.46	0.67	0.64	0.62	0.66
38	0.48	0.69	0.66	0.64	0.68
W/Al					
kV	CHR por defecto	CHR Cion	CHR NOMEX	NHS	Simulado
28	0.40	0.53	0.49	0.49	0.50
32	0.46	0.62	0.58	0.56	0.59
36	0.51	0.70	0.65	0.63	0.68
40	0.57	0.78	0.72	0.70	0.75

Tabla 1. Resultados para la CHR (en mm de aluminio) para algunos kilovoltajes significativos.

La dosis glandular calculada con la CHR que proporciona por defecto el software es siempre muy inferior a la calculada especificando la CHR. La diferencia es significativamente mayor para aquellas exploraciones en las que se ha utilizado el filtro de plata.

	W/Rh	W/Ag	W/Al
CHR Cion	27.02%	49.45%	31.08%
CHR NOMEX	19.82%	41.25%	23.32%
CHR Siemens	20.58%	44.48%	26.55%

Tabla 2. Aumento en dosis glandular obtenido al especificar la CHR con respecto al valor por defecto.

Dentro de las exploraciones de una misma combinación ánodo/filtro las diferencias observadas son muy similares, no hay diferencias significativas entre adquisiciones con distinto kilovoltaje.

CONCLUSIONES

Especificar la CHR en el cálculo de la dosis glandular tiene un gran impacto en el resultado obtenido.

DISEÑO DE UN MANIQUÍ PARA EVALUAR LA CALIDAD DE IMAGEN EN LOS DISPOSITIVOS IGRT DE LOS ACELERADORES DE RADIOTERAPIA

Cepas Arroyo, T. (1); Pérez Urbón, I. A. (1); Zaballos Carrera, S. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Crespo Mesa, M. S. (1); Sainz Gonzalo, D. (2); Ronda Peñacoba, S. (1); García García, D. (3); Pizarro Trigo, F. (1); Martín Albina, M. L. (1); Núñez Martínez, L. (1); Jiménez Vegas, D. (1); Sánchez Jiménez, J. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Burgos; (2) Universidad de Burgos; (3) Area de Lenguajes y Sistemas Informáticos. Departamento de Ingeniería Informática.

INTRODUCCIÓN

El control de calidad de los equipos de imagen de los aceleradores de radioterapia incluye pruebas como medir la función de respuesta de los detectores, el umbral de sensibilidad a bajo contraste o comprobar la alineación y centrado de luz-campo de radiación-campo de registro. En este trabajo se ha desarrollado un maniquí con una impresora 3D que puede emplearse para verificar la constancia de estas pruebas, tanto del sistema que emplea rayos de kV, como del Portal Vision, que trabaja con MV.

MATERIAL Y MÉTODOS

El maniquí (Figura 1) consta de dos módulos:

- Cuña de diferentes espesores para medir el ajuste de la función VMP-atenuación.
- Esferas de aire de diferentes diámetros, desde 4mm hasta 12mm, para medir el bajo contraste.

Además, el diseño permite emplear la posición del objeto central (una esfera de 10mm) para estimar la desviación entre el sistema láser-campo de registro. Incluye también marcas de posicionamiento para una colocación reproducible.

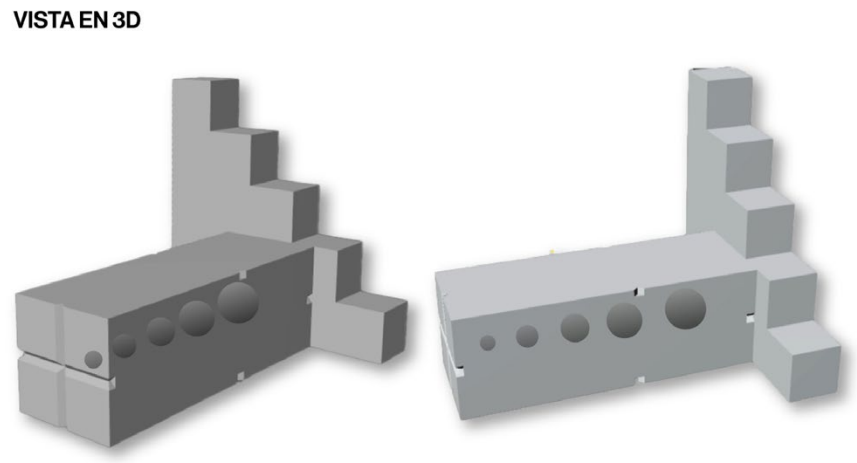


FIGURA 1: Diseño del maniquí.

La disposición de estos módulos permite realizar el análisis para 0°, 90°, 180° y 270°, en ambos sistemas de imagen simultáneamente (Portal y kV) y sin variar la posición del maniquí sobre la mesa.

Para automatizar el análisis se han desarrollado dos herramientas: un pluggin de ImageJ para las imágenes a 0° y una aplicación de Phyton válida para todos los ángulos. En concreto, la aplicación detecta automáticamente la posición de los objetos dentro del maniquí y realiza el análisis, comparando los valores obtenidos con un estado de referencia inicial, establecido a partir de un conjunto de cuatro imágenes.

RESULTADOS

El análisis del maniquí completo se ha realizado para 40kV y 6MV. Se mide la relación de atenuación y se comprueba que está dentro de un nivel de tolerancia del 5% respecto a los valores de referencia. Lo mismo ocurre con la medida de bajo contraste, que calcula el contraste de cada esfera según su tamaño. La verificación del correcto posicionamiento del centro del maniquí respecto del centro de la imagen se calcula a partir del módulo vector que separa ambos puntos y se ha establecido una tolerancia de 2mm. Los resultados que se obtienen con la aplicación desarrollada con Python se recogen todos en una interfaz grafica que facilita su visualización y análisis (FIGURA 2).

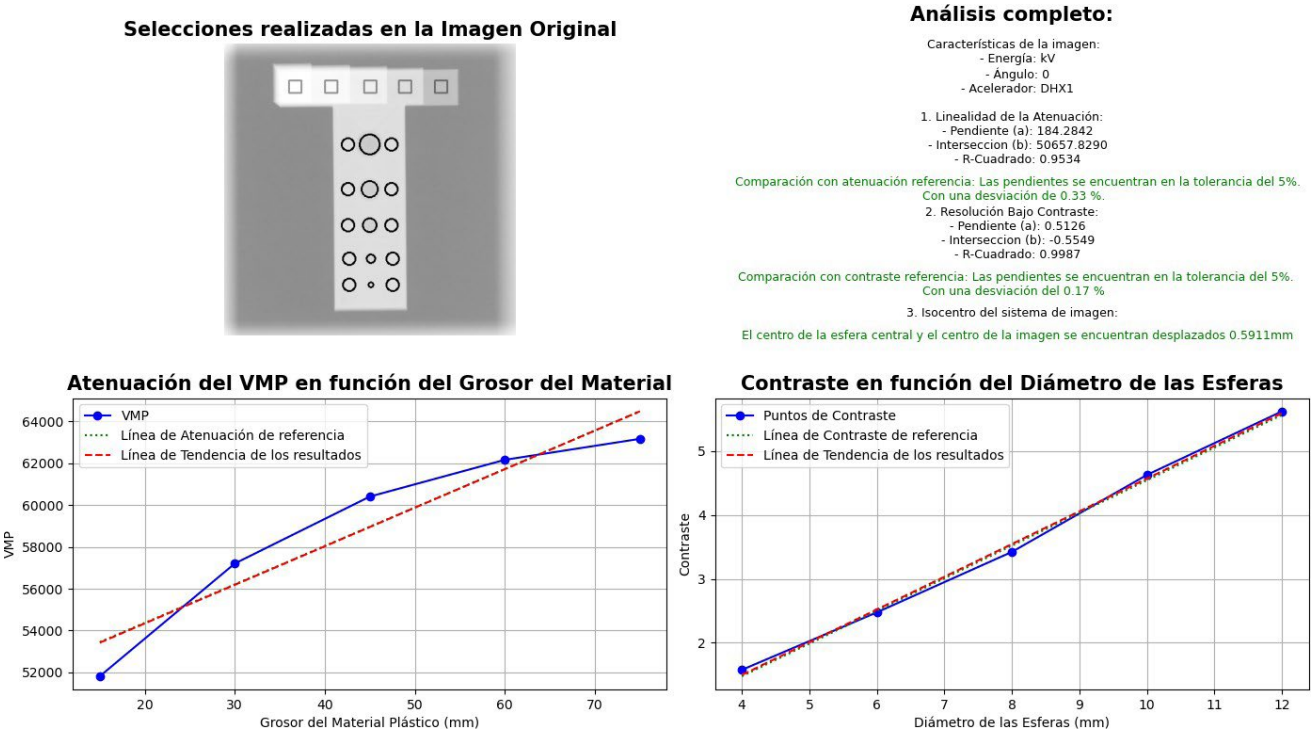


FIGURA 2: Interfaz de la aplicación de Phyton.

DISCUSIÓN

La finalidad del maniquí diseñado es la realización de una prueba de constancia en los equipos de imagen de kV y MV del acelerador lineal. Los resultados preliminares son prometedores. Se han comparado los resultados con los obtenidos con maniquíes comerciales empleados para el control de calidad (TOR18FG, EPIDQC y Isocenter Cube Assy) y los resultados obtenidos muestran tendencias similares.

CONCLUSIONES

El desarrollo de este proyecto supone una iniciativa creativa e innovadora para crear un maniquí que sirve para realizar una prueba de constancia de los equipos de imagen de forma sencilla, rápida, cuantitativa y reproducible.

Además, supone el inicio de un proyecto con diversas lineas de futuro para seguir ampliando las aplicaciones y funcionalidades del maniquí.

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTE CON LITIASIS

Gonzalez Pose, A. (1); Fernández Duque, A. (1); Pombar Cameán, M. (1); Pérez Fentes, D. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

OBJETIVO

Valorar la dosis efectiva recibida por los pacientes que presentan un evento litiásico que requiere tratamiento intervencionista desde el diagnóstico del mismo hasta el primer año del tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Análisis retrospectivo de 42 pacientes con litiasis que precisan tratamiento intervencionista: litotricia extracorpórea (LEOC), ureteroscopia (URS), cirugía intrarrenal (RIRS) o cirugía percutánea en cualquiera de sus modalidades.

Se ha empleado la base de datos de DoseWatch (GE) para recopilar los indicadores de dosis asociados a cada prueba radiológica: producto dosis área (PDA) para exploraciones de radiología general y fluoroscopia, y CDTI y DLP para exploraciones CT. Para el cálculo de la dosis efectiva se han empleado la metodología y los factores del ICRP 103.

Se calcula la dosis efectiva (mSv) recibida por cada paciente durante el diagnóstico, tratamiento y seguimiento (hasta 1 año). El seguimiento de los pacientes se realizó siguiendo el protocolo de la unidad de litiasis de nuestro centro.

RESULTADOS

La edad media de los pacientes fue de 51,8 años. El 69% eran varones y el 62% presentaban historia previa de litiasis, de los cuales el 19% habían sido intervenido previamente. La superficie mediana de las litiasis fue de 36 mm^2.

28 pacientes recibieron LEOC, 8 cirugía percutánea, 4 RIRS y 2 ureteroscopia. Se realizaron un total de 12 reintervenciones, siendo la más frecuente la LEOC (5 casos).

La prueba radiológica más utilizada durante todo el periodo de estudio fue la radiografía de abdomen (57,8%), seguida de la ecografía (17,8%) y la TC de abdomen sin contraste (16,1%). El 31% de los pacientes precisó de 4 o más pruebas diagnósticas durante el periodo pre-tratamiento.

Como se puede ver en la tabla 1, la mayor parte de la dosis efectiva recibida por los pacientes es debida a los estudios realizados durante el diagnóstico y seguimiento, no al tratamiento intervencionista. Los pacientes intervenidos de cirugía percutánea son los que han recibido más dosis efectiva (20,9 mSv) seguido de los intervenidos de RIRS y LEOC con 6,81 mSv y 6,6 mSv, respectivamente.

	Dosis efectiva pre-tratamiento (mSv)	**Dosis efectiva tratamiento (mSv)**	**Dosis efectiva post-tratamiento (mSv)**	**Dosis efectiva total (mSv)**
LEOC	0,45 [0,3 – 4,6]	0,6 [0,5 – 1,3]	0,77 [0,3 – 6,2]	6,6 [1,2 – 12,7]
URS	0,81 [0,77 – 0,84]	0,05 [0,03 – 0,1]	2,48 [1,2 – 3,7]	3,38 [2,1 – 4,6]
RIRS	6,26 [4,5 – 7,9]	0,2 [0,12 – 0,4]	0,33 [0,23 – 0,4]	6,81 [5,12 – 8,5]
Cirugía Percutánea	12,75 [4 – 16,2]	0,42 [0,35 – 0,6]	9,3 [7,2 – 14,3]	20,9 [13 – 30,2]

TABLA 1: Dosis efectiva: mediana [percentil 25 – percentil 75] para cada tipo de tratamiento en cada fase del mismo: pretratamiento, tratamiento y post tratamiento. La última columna muestra la dosis efectiva total.

CONCLUSIÓN

Los pacientes que son sometidos a un tratamiento intervencionista de la litiasis reciben una media de dosis efectiva de 8,1 mSv. La mayor parte de la dosis recibida es debida a las pruebas de imagen realizadas durante el diagnóstico y seguimiento, fundamentalmente la TC. En nuestro centro, los pacientes intervenidos de cirugía renal percutánea son los que reciben mayor dosis efectiva.

COMPARACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR INDICADA EN MAMOGRAFÍA RESPECTO A LA NUEVA METODOLOGÍA DE CÁLCULO PRESENTADA EN EL TG-282

González Kölmel, E. (1); Facal Molina, I. (1); Otero Martínez, C. (1); González Pose, A. (1); Pombar Cameán, M. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago

INTRODUCCIÓN

El RD 601/2019, *sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas*, en su Artículo 6 establece el objetivo de mantener las dosis individuales tan bajas como sea razonablemente posible con motivo de la protección radiológica del paciente.

El programa de cribado de cáncer de mama supone realizar mamografías a una población a priori sana, por lo que es fundamental un seguimiento de la dosis glandular impartida a las pacientes. Con la introducción de las herramientas de monitorización de dosis, es posible realizar este control prácticamente en el 100% de las pacientes expuestas.

En este trabajo se compararán las dosis glandulares indicadas por tres mamógrafos del programa de cribado de Galicia con las obtenidas siguiendo la nueva metodología establecida en el protocolo TG-282[1].

MATERIALES Y MÉTODOS

Para este estudio se ha seleccionado un mamógrafo de los tres modelos con los que se trabaja en el programa de cribado: un Innovality (Fuji), un Selenia-Dimensions (Hologic) y un Microdose (Philips).

Se han analizado un total de 223066 mamografías recogidas con el software de registro automático de dosis XEDOSE- *DoseWatch* de General Electric. Todos los datos son exportados a una hoja de cálculo (*.xlms*) y procesados con un programa en Python para de ser introducidos masivamente en el software libre "BreastAGD282"[2] (facilitado por en el mismo TG-282 para obtener las dosis glandulares).

Se asume el percentil 50 para la densidad volumétrica de la mama parara obtener las dosis glandulares de acuerdo al TG-282 y se comparan una a una con las indicadas por el equipo usando un software en Python.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 se pueden ver las diferencias de dosis obtenidas siguiendo la propuesta del TG-282 frente a la indicada por el equipo. La línea amarilla es la pendiente unidad mientras que la azul representa la tendencia lineal de la muestra. En la figura 2 se presenta la diferencia porcentual en función de la densidad volumétrica de la mama para uno de los mamógrafos del estudio.

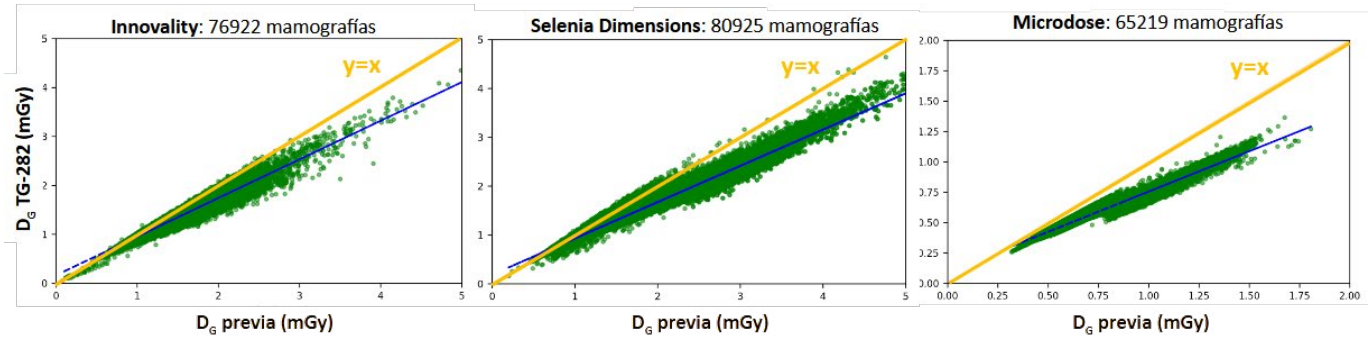


Figura 1. Diferencia en las dosis calculadas por ambos métodos para proyecciones cráneo caudales

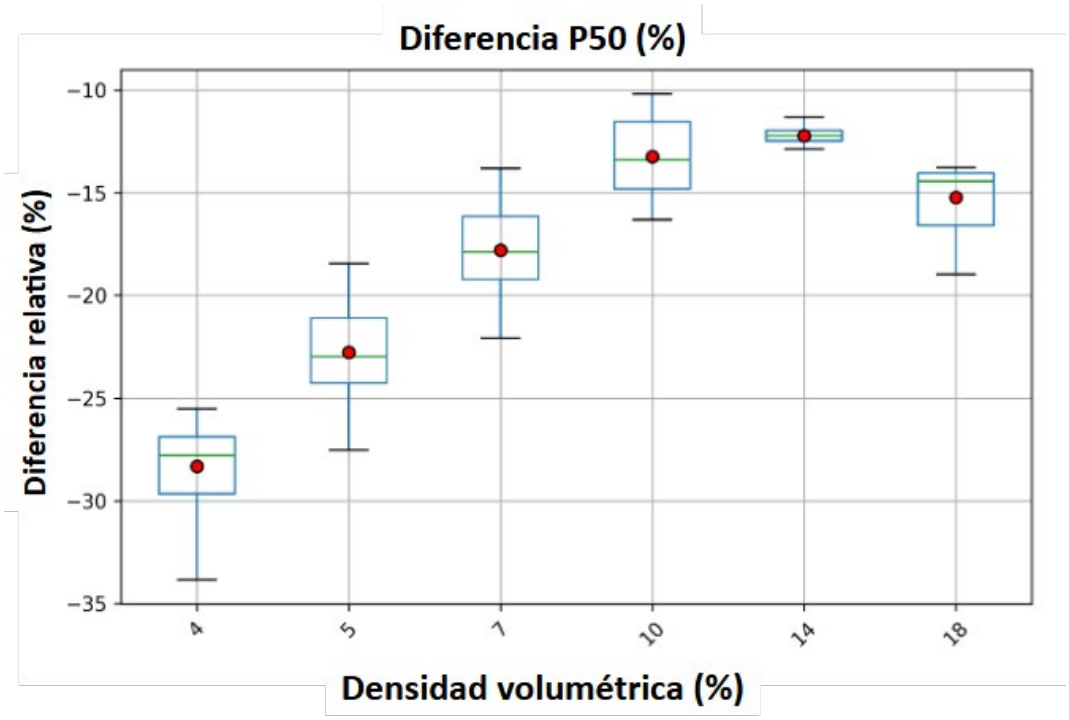


Figura 2. Diferencia porcentual para el percentil 50 en función de la densidad volumétrica de la mama para uno de los mamógrafos.

La dosis reportada por los mamógrafos (D previa) sigue el protocolo anterior[3,4] y se obtiene a partir de los parámetros g,c y s. Comparándola con la nueva metodología de cálculo (D_G TG-282) está sobreestimada hasta en un valor cercano al 30%. Se observa también una tendencia en la diferencia de las dosis calculadas con la densidad volumétrica de la mama.

CONCLUSIONES

Las dosis glandulares indicadas por estos tres equipos de mamografía, basados en el protocolo europeo, sobreestiman hasta en un 30% las dosis más realistas obtenidas siguiendo el TG-282. En los programas de cribado mamográfico es esencial estimar el riesgo-beneficio para las pacientes sometidas a estudio, por lo que la nueva metodología refuerza la justificación de estas exploraciones. Sería interesante que el método propuesto en TG-282 fuese incorporado en los indicadores de dosis de los nuevos mamógrafos digitales.

REFERENCIAS

Consultar documento adjunto

EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA A PACIENTES EN PROCEDIMIENTOS DE INTERVENCIONISMO EN ESPAÑA: RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL

Barceló Pagès, M. (1); Alejo Luque, L. (2); Corredoira Silva, E. (3); Ordiales Solís, J. M. (4); Pérez Fernández, M. (5); Rodríguez Castillo, M. F. (6); Sáncehz Casanueva, R. M. (7); Duch Guillen, M. A. (8)

(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (Barcelona); (2) Hospital General Universitario Gregorio Marañón; (3) Hospital Universitario de Guadalajara; (4) Hospital Universitario de Cáceres; (5) UTPR Galaria, Empresa Pública de Servicios Sanitarios; (6) H. U. de Valme, SAS, Sevilla; (7) Hospital Clínico San Carlos; (8) Universitat Politècnica de Catalunya

INTRODUCCIÓN

Los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia son fundamentales en la práctica clínica moderna. En 2023, la Sociedad Española de Física Médica y la Sociedad Española de Protección Radiológica formaron un grupo de trabajo conjunto para abordar los retos de la dosimetría de pacientes en procedimientos intervencionistas. Su primer objetivo fue evaluar la situación nacional respecto a la gestión de la dosimetría en pacientes, identificando prácticas actuales y áreas de mejora.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó una encuesta de 19 preguntas, distribuida mediante Google Forms, que exploraba el uso de niveles de referencia de diagnóstico (NRD), la disponibilidad de sistemas de registro de dosis y la implementación de herramientas específicas para la estimación de dosis en piel. A finales de 2023, se recibieron 41 respuestas de centros hospitalarios de toda España.

RESULTADOS

Del total de las 41 respuestas se consideraron válidas 38. En la Figura 1 se muestra la distribución de respuestas según la Comunidad Autónoma.

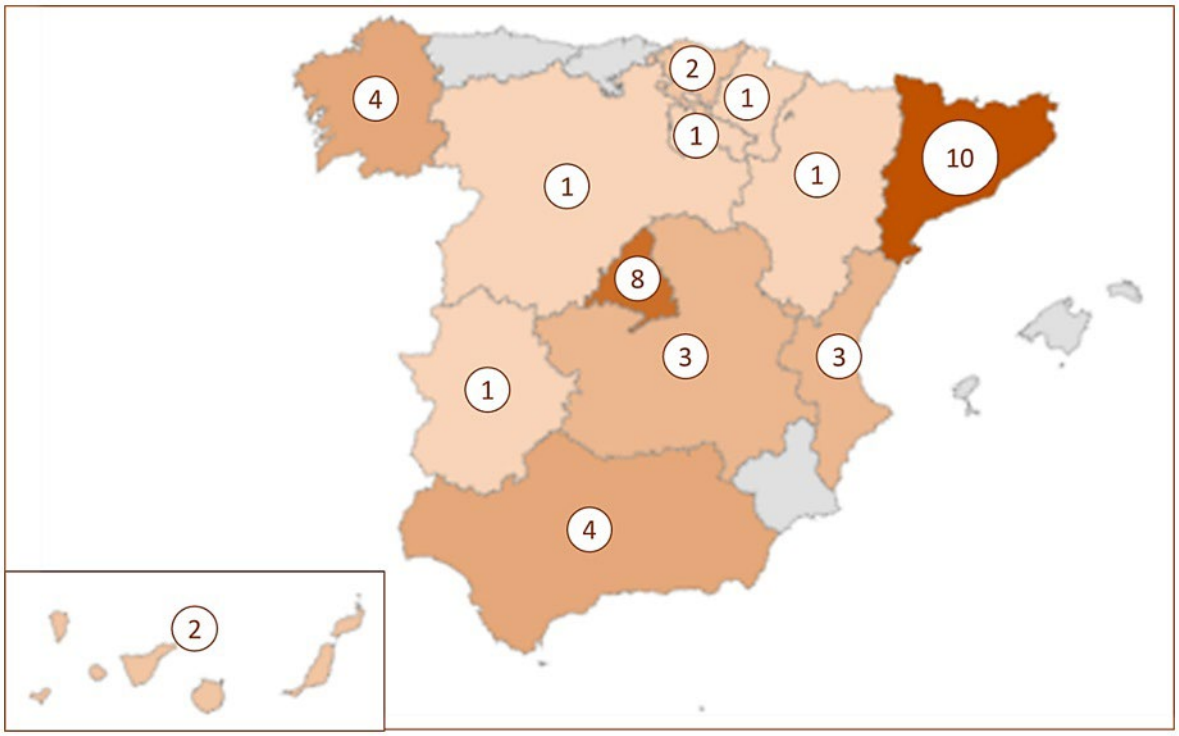


Figura 1 Respuestas recibidas.

El 95 % de los hospitales (36/38) informó tener acceso a los parámetros de procedimiento proporcionados por los equipos, aunque en algunos casos solo a través de informes abreviados.

Más de la mitad de los centros (55 %) utilizan NRD, aunque solo un 37 % los emplea activamente para optimizar los procedimientos. Además, el 42 % de los departamentos médicos están involucrados en el uso de NRD, pero el 75 % lo hacen de manera ocasional.

En cuanto a los cálculos de dosis en pacientes, 22 hospitales indicaron que el departamento de física médica los realiza, bien de forma rutinaria (32 %) o bajo demanda (68 %), con una frecuencia de 5-10 pacientes mensuales.

Respecto al uso de sistemas de registro de dosis, 26 hospitales ya cuentan con estas herramientas, mientras que 10 de los 12 restantes planean adquirirlas en los próximos 1-2 años. La FIGURA 2 muestra los sistemas utilizados en los centros encuestados.

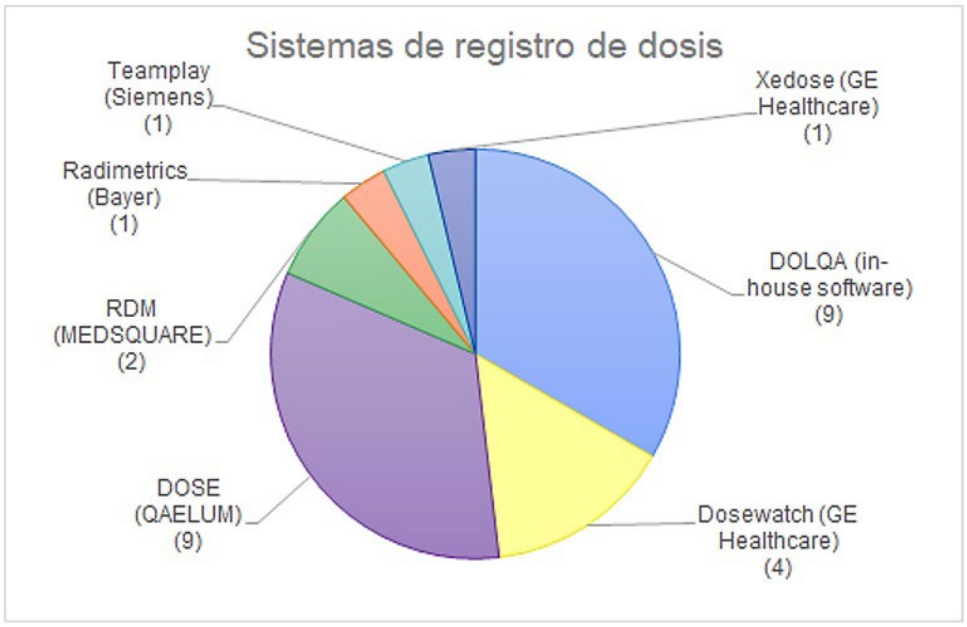


Figura 2 Sistemas de registro de dosis disponibles y número de centros que los utilizan.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los resultados reflejan un interés creciente por la dosimetría de pacientes, con avances significativos en la implementación de sistemas de registro de dosis y el uso de NRD. Sin embargo, persisten desafíos como la adopción rutinaria de estas herramientas y la necesidad de mayor formación y sensibilización entre los profesionales sanitarios. Este panorama subraya la importancia de continuar promoviendo estrategias para integrar la dosimetría como un pilar de la práctica clínica segura y eficaz.

El grupo de trabajo continuará liderando iniciativas para fomentar esta tendencia y consolidar buenas prácticas a nivel nacional.

BANCO NACIONAL DE DOSIS A PACIENTE: DEL CONCEPTO A LA IMPLEMENTACIÓN, UN PASO ADELANTE EN LA GESTIÓN DINÁMICA DE DOSIS Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Gracia Ochoa, M. (1); Catret Mascarell, J. V. (1); Alegre Gómez, A. (1); Cotanda Ricart, V. (1); Bosch Morell, A. M. (1); Vico Escribano, M. A. (1); Velasco Fernández, C. (1); Sánchez Relucio, J. C. (1); Baeza Rodríguez, L. (1); Pamos Navas, J. L. (1); Abad Mocholí, D. (1)
(1) Centro Nacional de Dosimetría. INGESA.

INTRODUCCIÓN

La plataforma informática del Banco Nacional de Dosis a Paciente (BNDP) está diseñada para recopilar, procesar y analizar datos sobre la radiación recibida por los pacientes en el Sistema Nacional de Salud. Sus objetivos principales son establecer niveles de referencia para el diagnóstico (NRD) de forma dinámica y proporcionar herramientas avanzadas a los servicios de salud para optimizar la protección radiológica en procedimientos diagnósticos e intervencionistas, asegurando una gestión eficiente y respaldada por información precisa y verificable.

MATERIAL Y MÉTODOS

Durante esta fase del proyecto, se han realizado importantes avances:

- Infraestructura informática: La plataforma cumple con estándares internacionales de interoperabilidad. Actualmente procesa informes de estudios procedentes de los hospitales del INGESA. Su diseño permite gestionar la heterogeneidad de los datos en el Sistema Nacional de Salud, garantizando su calidad y estandarización para un análisis riguroso.
- Gestión y colaboración: Se ha creado un modelo de convenio para facilitar la adhesión de las comunidades autónomas. Actualmente, colaboran con el BNDP tres servicios de salud: INGESA, que ya envía datos regularmente, y dos comunidades autónomas piloto que están en fase de pruebas para lograr la plena integración. La transmisión de datos se realiza a través de la Red SARA, garantizando un intercambio seguro.
- Análisis de datos: La plataforma incluye una herramienta de visualización dinámica basada en inteligencia empresarial, que permite comparar datos con los NRD publicados o con equipos de características similares, como tecnología o antigüedad. Además, se ha integrado una herramienta de inteligencia artificial para identificar patrones, asociaciones o anomalías que no serían detectables con métodos convencionales. Esto amplía las posibilidades de análisis y optimización de los protocolos clínicos y de los equipos según sus características específicas.

RESULTADOS

La plataforma ha comenzado a recibir grandes volúmenes de datos de INGESA. Asimismo, se ha establecido un canal seguro con dos comunidades autónomas piloto. Las herramientas de análisis y visualización facilitan a los radiofísicos un acceso claro y detallado a los datos, promoviendo la mejora continua en la protección radiológica.

DISCUSIÓN

El BNDP supone un avance en la gestión centralizada y eficiente de los datos de radiación en España. Gracias a su capacidad para procesar grandes volúmenes de información y adaptarse a la heterogeneidad de los sistemas de registro, posibilita la incorporación progresiva de nuevas comunidades autónomas. Además, la integración de la IA aporta una dimensión innovadora al análisis de datos, con el potencial de identificar prácticas clínicas más seguras y eficaces. En conjunto, su utilidad como herramienta de apoyo en la actualización dinámica de los NRD y en el análisis avanzado de datos refuerza su contribución a la mejora de la protección radiológica.

CONCLUSIONES

El BNDP se ha consolidado como una herramienta integral para recopilar, normalizar y analizar datos de dosis a pacientes. Su capacidad para identificar protocolos optimizables y actualizar dinámicamente los NRD fomenta una red unificada que mejora la protección radiológica en España. Además, el proyecto está abierto a todos los servicios de salud, independientemente del software de registro de dosis que utilicen.

ANÁLISIS DE LA REPRODUCIBILIDAD DE DISTINTOS MÉTODOS PARA EVALUAR LA CALIDAD DE IMAGEN GLOBAL EN RADIOLOGÍA DIGITAL

Lamaison Vidarte, M. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Egozkue Ziga, I. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); García Iglesias, N. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Martín Veganzones, M. (1); Pellejero Pellejero, S. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

La prueba DX19 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (2024) propone diferentes alternativas para evaluar la constancia de la calidad de imagen global a través de curvas de contraste–tamaño de detalle (TCDD).

En primer lugar, propone utilizar un maniquí con discos de diferentes tamaños y contrastes y obtener una curva TCDD. Como alternativa se propone el formalismo del observador modelo NPWE, que utiliza la NNPS y la MTF obtenidas en las pruebas DX17 y DX18.

En este trabajo se estudia la reproducibilidad de estos y otros métodos alternativos para la obtención de curvas TCDD.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han hecho medidas sobre el mismo detector digital en 10 días distintos distribuidos a lo largo de 6 meses. Hemos analizado la reproducibilidad de 5 métodos distintos:

- Maniquí TO20 (Leeds Tests Objects).
- Maniquí CDRAD 2.0 (ARTINIS).
- NPWE–Contraste umbral.
- NPWE–Índice de detectabilidad (I_d).
- Método estadístico.

Tal y como recomienda el protocolo, el TO20 y el CDRAD se han analizado de manera automática con los softwares AutoPIA y CDRAD Analyser respectivamente.

En el caso del observador modelo NPWE se han considerado dos enfoques diferentes. El primero es el descrito en el nuevo protocolo, calculando el contraste umbral para los diámetros del TO20 y del CDRAD. Para la VTF se ha considerado una magnificación de 1,5. Hemos optado por determinar la RCR que mejor ajustaba la curva TCDD en el primer punto de datos tanto para los resultados del TO20 como para los del CDRAD. En el segundo enfoque se ha calculado de manera similar el I_d según el observador modelo NPWE:

$$I_d = /fracC/sqrt2/pi/int_0^/infty/DeltaS^2(f)/MTF^2(f)/VTF^2(f)/f/df/left(/int_0^/infty/DeltaS^2(f)/MTF^2(f)/VTF^4(f)/NNPS(f)/f/df/right)^{1/2}$$

,

donde C es el contraste de referencia de un objeto de 2 mm de aluminio. Establecemos una relación entre I_d y los C_u que se obtienen con ambos maniquíes en el primer punto de datos con un ajuste polinómico de orden 3.

Finalmente, hemos estudiado el método estadístico tal y como se describe en la prueba B.7.2. del protocolo de control de calidad de sistemas de imágenes de rayos X dinámicos de la EFOMP.

Para todas las curvas obtenidas se ha calculado el IQF_{inv} que es el parámetro que se compara.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 se observa la evolución de los IQF_{inv} obtenidos a través de los distintos métodos.

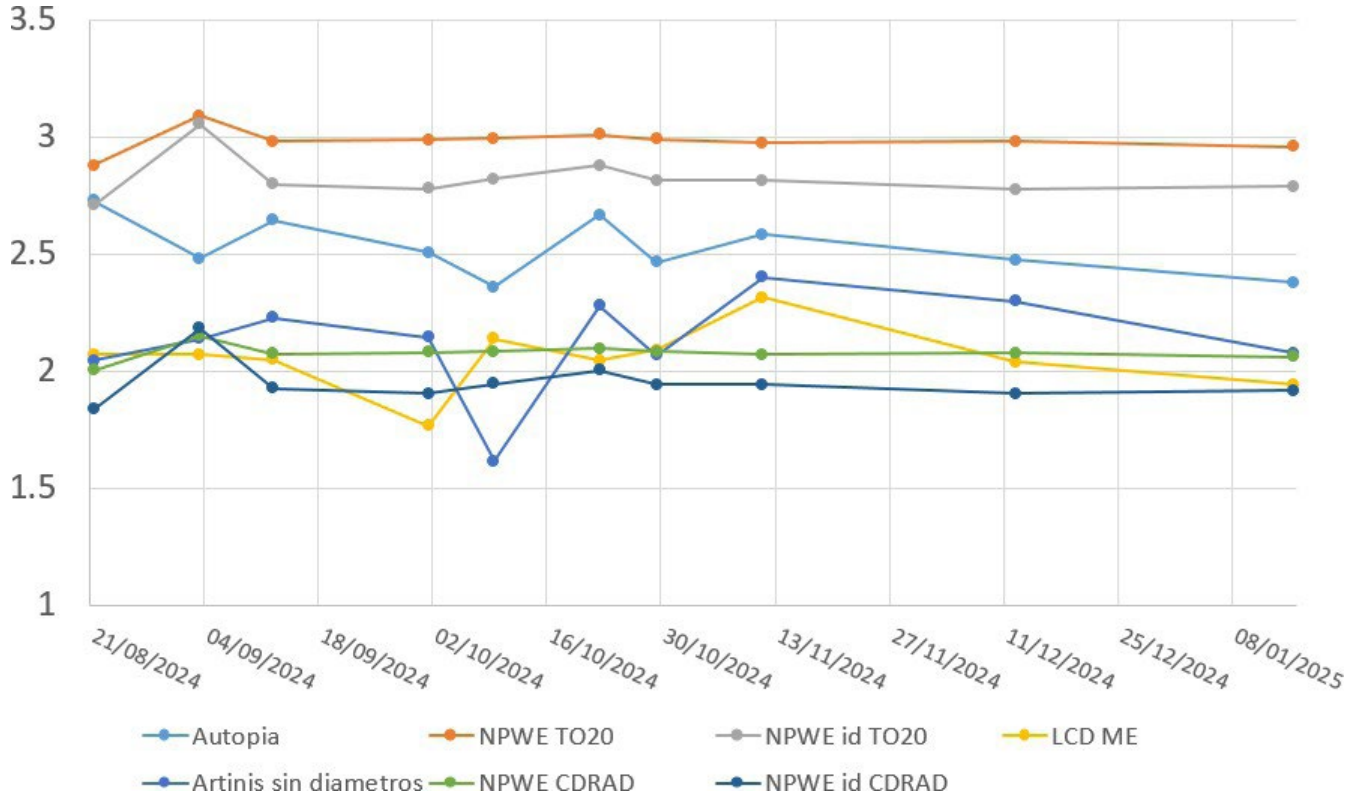


FIGURA 1. Evolución de los IQF_{inv} obtenidos a través de los distintos métodos.

En la tabla 1 se puede observar cómo todos los métodos son altamente reproducibles.

	Reproducibilidad
Autopía	4.84%
Artinis	2.80%
NPWE (TO20)	1.73%
NPWE (CDRAD)	1.72%
NPWE Id (TO20)	3.25%
NPWE Id (CDRAD)	4.73%
LCD ME	6.76%

TABLA 1. Reproducibilidad de los métodos.

La reproducibilidad del método NPWE-I_d mejoraría notablemente descartando el segundo punto, donde el contraste del objeto de referencia es especialmente elevado. Lo asociamos a la colocación del objeto de referencia en una zona distinta del panel cuya uniformidad global en VMP es de 12.5% y en RSR de 36.9%. Esta falta de uniformidad también afecta a la reprodubilidad del método estadístico.

CONCLUSIONES

Todos los métodos analizados muestran una reproducibilidad aceptable, aunque se observa mayor reprodubilidad en aquellos basados en el formalismo del observador modelo NPWE que, además, presentan la ventaja de no requerir de maniquí.

CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE MODULACIÓN DE DOSIS EN CT UTILIZANDO LOS MANIQUÍES CILÍNDRICOS DOSIMÉTRICOS DE PMMA. VALIDACIÓN CON EL MANIQUÍ MERCURY

Álvarez Pérez, J. M. (1); García De Iturrospe Lizaso, J. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Benito García, J. C. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Escobar Corominas, I. (1); Lorenzo Casas, E. (1); Montes Fuentes, C. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

El *AAPM TG233* propone incluir en el control de calidad (CC) de los equipos TC pruebas específicas para evaluar el funcionamiento de los sistemas automáticos de modulación de corriente (ATCM), indicando el uso del maniquí *Mercury* para valorar de forma combinada cambios continuos y discretos en la intensidad de corriente y el ruido de la imagen.

En este trabajo, se propone una implementación sencilla y accesible de este CC, empleando los maniquíes cilíndricos de PMMA utilizados para la medida del CTDI y analizando las imágenes mediante una rutina de Matlab®. Se obtienen los parámetros recomendados en la sección 3.1 del *TG233* y se realiza una validación comparándolos con los obtenidos para el maniquí *Mercury*.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han adquirido y reconstruido secuencias de imágenes con diferentes configuraciones del algoritmo de modulación (*Sure Exposure* ^{TM}) en un *TC Canon Aquilion Exceed*, para ambos maniquíes. Este equipo aumenta la corriente según el espesor manteniendo el ruido constante. Los maniquíes de PMMA se disponen con el inserto de cabeza parcialmente fuera del cuerpo, obteniendo tres zonas de distintos espesores, simulando cabeza, abdomen y tórax (debido al hueco central de aire).

Es estas secuencias se determina el diámetro equivalente en agua (WED) corte a corte usando el formalismo del *TG220*. Se realiza una representación gráfica del mA y del ruido (σ) frente al WED, comprobando la funcionalidad de la modulación y registrando la concordancia espacial ante cambios discretos en ambas variables, C_{mA} y $C_{/sigma}$. Como indica el TG233, se obtienen los ajustes $ln(mA) = /alpha/cdotWED + /beta$ y $/sigma = s/cdotWED + t$, con sus respectivos R^2, para valorar los cambios continuos de modulación. En el maniquí de cilindros de PMMA, se ajustan los tres valores correspondientes a las tres zonas de diferente espesor. Esta metodología se ha automarizado en Matlab®.

RESULTADOS

En la figura 1 se representa la modulación de corriente (mA) para las diferentes configuraciones del algoritmo y el WED sobre cada corte, en cada uno de los maniquíes. En la tabla 1, se han recogido los parámetros indicados por el *TG233*, para cambios continuos y discretos.

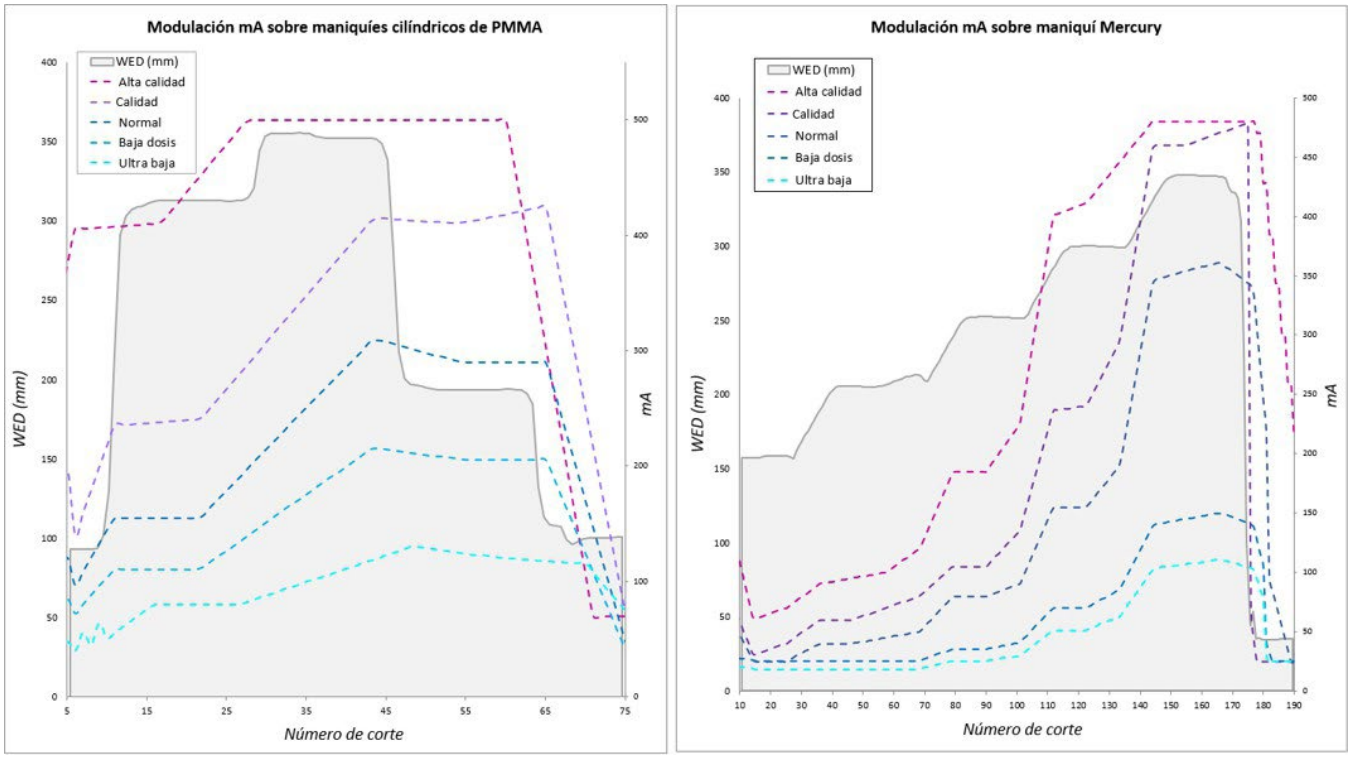


FIGURA 1. Modulación de corriente y WED en maniquí dosimétrico de cilindros y Mercury.

TABLA 1. Resultados de los parámetros numéricos indicados por el *TG233* y diferencias entre maniquíes.

Parámetro	**Cambio continuo de espesor.**					**Cambio discreto de espesor.**		
mA	*Pendiente α (ln(mA) frente WED (mm))*					C_{mA} *(cm)*		
Modulación	PMMA	R2	Mercury	R2	Dif (%)	PMMA	Mercury	Dif (%)
Alta calidad	1.30E-02	0.95	1.35E-02	0.98	-3.7	3.3	3.1	6.5
Calidad	1.48E-02	0.98	1.39E-02	1.00	6.5	6.9	6.3	9.5
Normal	1.57E-02	0.98	1.45E-02	1.00	7.9	6.3	6.6	-4.5
Baja dosis	1.33E-02	0.97	1.30E-02	1.00	2.3	6.3	6.9	-8.7
Ultra baja	1.00E-02	0.91	1.10E-02	1.00	-8.7	6.6	6.3	4.8
Ruido (%)	*Pendiente s (σ frente WED (mm))*					**Cσ (cm)**		
Modulación	PMMA (s)		Mercury (s)			PMMA	Mercury	Dif (%)
Alta calidad	0.026		0.003			2.7	3.6	-25.0
Calidad	-0.087		0.007			3.0	3.9	-23.1
Normal	-0.038		0.005			2.7	3.9	-30.8
Baja dosis	0.036		0.003			3.3	4.2	-21.4
Ultra baja	-0.102		0.013			3.0	4.2	-28.6

DISCUSIÓN

La relación funcional del ln(mA) frente al WED no muestra diferencias significativas entre ambos maniquíes, diferenciándose las pendientes un promedio de 5,8%. Para cambios discretos, evaluados en saltos de WED semejantes, las diferencias rondan el 6,8%.

El ruido obtenido se mantiene aproximadamente constante para diferentes WED, siendo la pendiente del ajuste cercana a cero en ambos maniquíes, pero discrepando numéricamente. La diferencia se mantiene en los cambios discretos.

El método es válido para las diferentes configuraciones del algoritmo de modulación. No se ha encontrado una relación entre el tipo de modulación y las concordancias espaciales C_{mA}, C_{sigma}.

CONCLUSIONES

Se presenta una metodología de CC de la modulación de corriente en TC accesible y validada con el maniquí Mercury, empleando los maniquíes cilíndricos dosimétricos de PMMA, ampliamente disponibles y solventando la necesidad de uso de maniquíes específicos.

UN PROTOTIPO DE SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS PARA LA DOSIS OCUPACIONAL EN PRÁCTICAS INTERVENCIONISTAS.

Sánchez, R. (1); Fernández Soto, J. M. (1); Vañó Carruana, E. (2)
(1) Hospital Clínico San Carlos; (2) Universidad Complutense de Madrid

OBJETIVOS

Los radiólogos intervencionistas están expuestos a dosis de radiación ocupacional significativas, lo que exige una mayor atención por parte de los especialistas en protección radiológica. La información ofrecida por la dosimetría pasiva oficial nos advierte de si algún mes se han recibido dosis anómalas, pero no de la causa que han podido producirlas. El poseer información detallada de la dosis ocupacional, a nivel de procedimiento clínico, es crucial para optimizar la protección de los radiólogos intervencionistas.

En este trabajo se presenta un prototipo para gestionar la dosis ocupacional de los intervencionistas, que registra las dosis ocupacionales personales en cada procedimiento intervencionista, de forma similar a como se registran las exposiciones del paciente con los sistemas de gestión de dosis. Se presentan ejemplos de la información que pueden ofrecer y de posibles acciones de optimización.

MÉTODOS

El prototipo se basa en dosímetros electrónicos Raysafe i3 que se llevan sobre los delantales de protección de forma personal. Los dosímetros están vinculados de forma inalámbrica a un receptor que registra la dosis ocupacional (Hp(10)) medida cada segundo. El sistema está integrado en las unidades de rayos X intervencionistas Philips Azurion para generar informes estructurados sobre la dosis ocupacional a nivel de cada evento de irradiación de rayos X. Esto permitió el registro de la dosis ocupacional junto con la información del procedimiento clínico.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Como ejemplo, los datos de un neurorradiólogo intervencionista durante el año 2024 (fig.1) mostraron que el 47% de su dosis ocupacional anual se recibió durante las infiltraciones de columna, a pesar de que estos procedimientos representaron solo el 4% del producto kerma área (PKA) total del paciente. Por el contrario, las trombectomías cerebrales, que contribuyeron al 40% del PKA total del paciente, resultaron en el 20% de la dosis ocupacional para este especialista. Este profesional debería mejorar la protección durante las infiltraciones medulares. Sin embargo, otro profesional del mismo departamento y en el mismo período (fig2), registró el 50% de su dosis ocupacional en embolizaciones y trombectomías, que supusieron 69% del PKA emitido, y el 17 % en infiltraciones (2% de PKA) y por lo tanto podría requerir diferentes indicaciones para optimizar su protección.

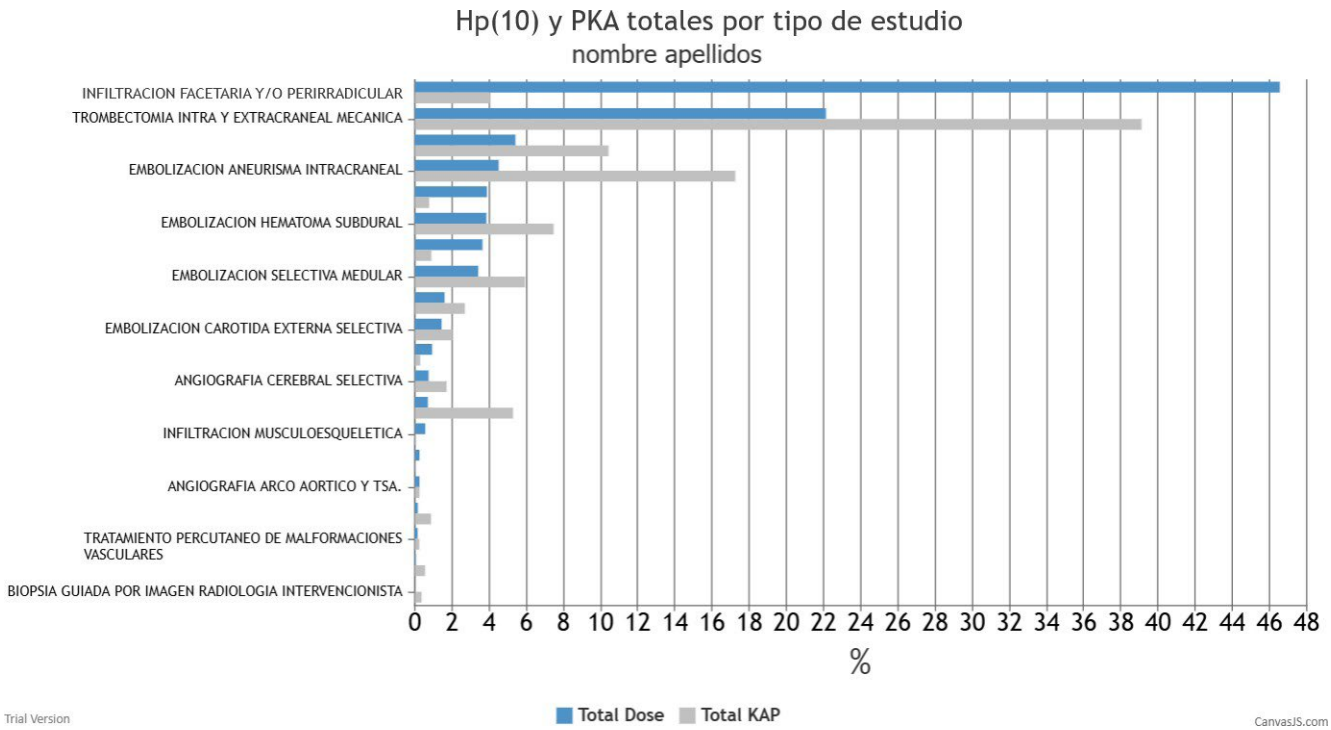


FIGURA 1. Captura de pantalla para un trabajador de neurorradiología intervencionista.

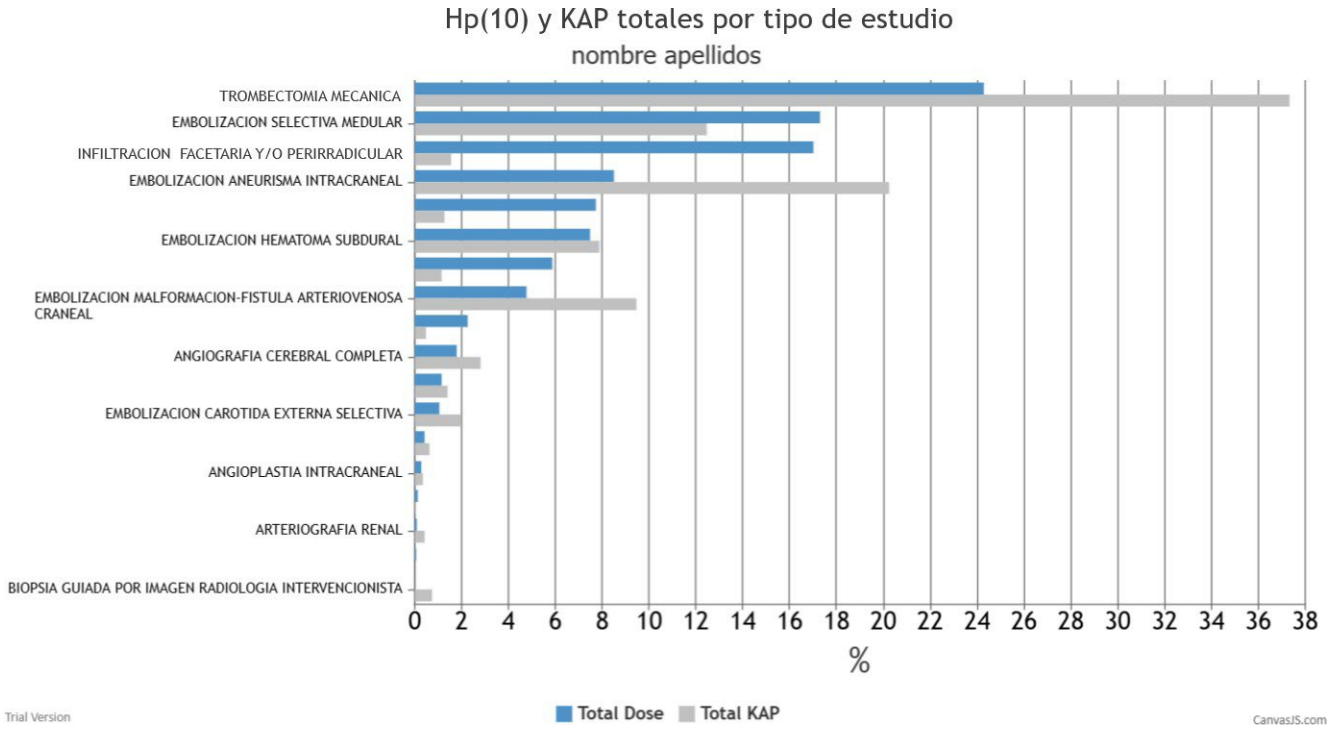


FIGURA 2: Captura de pantalla con información de otro trabajador del mismo departamento que en fig1

CONCLUSIONES

Este sistema de gestión de dosis permite una atención personalizada sobre la dosis ocupacional, lo que permite recomendaciones adaptadas a las distintas cargas o hábitos de trabajo para mejorar la protección radiológica personal.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo forma parte del proyecto DOPOIM financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear.

NUEVA METODOLOGÍA PARA LA OBTENCIÓN DE LA EFICIENCIA GEOMÉTRICA EN CT EMPLEANDO EL DETECTOR RAYSAFE X2

Álvarez Pérez, J. M. (1); García De Iturrospe Lizaso, J. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Benito García, J. C. (1); Tartilán Buey, A. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Montes Fuentes, C. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

La determinación de la eficiencia geométrica y de los anchos de colimación en tomografía computarizada es una parte fundamental de su control de calidad, siendo comúnmente valorados mediante la irradiación de películas radiocrómicas.

En el *Application Note 2024-04-09,* RaySafe propone una nueva metodología basada en la combinación de medidas directas con las sondas CT (cámara de ionización tipo lápiz) y R/F (sonda de estado sólido) del RaySafe X2. En este trabajo, se comparan los resultados obtenidos siguiendo este método frente a las películas radiocrómicas y los valores nominales ofrecidos en los equipos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha seguido el procedimiento de RaySafe para irradiaciones con rotación axial. En primer lugar, se obtiene la forma de onda de la tasa de dosis (mGy/s), posicionando la sonda R/F en el isocentro y en perpendicular con el eje de giro del tubo. Se registra el valor de tasa en su plateau. En segundo lugar, posicionamos la sonda CT en el isocentro y repetimos la irradiación, registrando el DLP (mGycm) y el tiempo de exposición (s). Se obtiene el ancho del haz como:

$$Ancho\,haz\,[cm] = \frac{DLP_{CT}\,[mGy\,cdot\,cm]}{tasa\,dosis_{R/F}\,[mGy/s]\,cdot\,tiempo_{CT}\,[s]}$$

Se toman medidas con película radiocrómica en el isocentro, que se digitalizan y analizan con un script de Matlab®, para obtener el *FWHM* del perfil de densidad óptico.

Para la determinación de la eficiencia geométrica, en cada método, debemos dividir el ancho de colimación nominal entre el que hemos obtenido al irradiar.

RESULTADOS

El método se ha evaluado en 19 TCs distintos (11 del fabricante A, 4 del B y 4 del C), obteniendo los resultados de la tabla 1:

TABLA 1. Resultados para la colimación nominal de 10 mm (fabricantes A y B) y 12 mm (fabricante C).

Fabricante	Parámetro	Diferencia de ancho de colimación *RaySafe* respecto a...	Diferencia de eficiencia geométrica *RaySafe* respecto a...	
		Radiocrómica (%)	Radiocrómica (%)	Nominal (%)
A	Media ± desv. típica (|máx.|)	-4.7 ± 4.4 (11.5)	3.9 ± 3.6 (9.4)	0.1 ± 3.6 (5.9)
B		-0.6 ± 6.5 (9.2)	1.0 ± 4.8 (6.0)	1.2 ± 7.0 (10)
C		2.7 ± 7.8 (10.9)	-1.7 ± 4.7 (6.4)	-1.6 ± 4.0 (5.7)

En 4 TCs (2 del fabricante A y 2 del C), se han estudiado dichas diferencias para todas las colimaciones disponibles (desde

40 mm hasta 1.25 o 2 mm), recogidas en la tabla 2. Las diferencias en la eficiencia geométrica se muestran para los equipos cuyo valor nominal es consultable.

TABLA 2. Resultados según el ancho de colimación en distintos equipos.

Fabricante/ID	Colimación (mm)	Diferencia de ancho de colimación *RaySafe* respecto a...	Diferencia de eficiencia geométrica *RaySafe* respecto a...	
		Radiocrómica (%)	Radiocrómica (%)	Nominal (%)
A / TC8	40	-4.2	4.0	3.9
	20	-7.1	6.5	4.7
	10	-11.5	9.2	5.3
	5	-23.5	16.0	7.5
	2.5	-28.5	17.1	10.9
	1.25	-36.2	15.8	5.6
A / TC9	40	-1.2	1.1	1.8
	20	-1.9	1.7	3.2
	10	-2.5	2.0	4.7
	5	-2.9	1.9	7.2
	2.5	-13.9	8.6	12.5
	1.25	-24.3	11.1	7.7
C / TC2	32	4.6	-3.6	
	20	6.2	-4.3	
	16	-0.6	0.4	
	12	-5.1	3.1	-3.7
	8	-7.6	3.9	-2.2
	4	-13.5	4.8	-2.4
	2	-14.9	3.8	-1.4
C / TC3	32	9.3	-7.0	
	20	8.8	-6.0	
	16	12.1	-7.8	
	12	10.9	-6.4	-5.7
	8	11.1	-5.7	-3.0
	4	18.0	-6.3	-2.8
	2	12.7	-2.7	-1.6

DISCUSIÓN

La metodología de *RaySafe* reproduce los resultados para la colimación de referencia de forma similar para los diferentes fabricantes. El *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico* establece tolerancias del 20% para la anchura y 10% en la eficiencia geométrica, estando nuestras medias en rango válido.

Al recorrer los diferentes tamaños, tenemos diferencias acusadas de anchura respecto a la radiocrómica por debajo de 5 mm para el fabricante A y 8 mm para el C.

La eficiencia geométrica obtenida reproduce correctamente los valores nominales, superando a la radiocrómica en exactitud. Aunque el *Application Note*, recomienda esta metodología en tamaños inferiores a 10 mm, se obtiene una mejor exactitud en anchos mayores.

CONCLUSIONES

Esta nueva metodología reproduce de forma fiel los anchos de colimación indicados por la radiocrómica en tamaños superiores a los 10 mm, proporcionando valores adecuados para la eficiencia geométrica en todo el rango de tamaños de colimación de forma sencilla y directa.

VALIDACIÓN CLÍNICA DE SISTEMA DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL DE CT DE TÓRAX AI-RAD COMPANION DE SIEMENS

Cano Iglesias, E. (1); García Baltar, J. A. (2); Sedano Ferreras, P. (2); Nuño Rodríguez, C. (2); Miura Doblas, M. (2)
(1) HC Marbella y Hospital Universitario Reina Sofía; (2) HC Marbella

INTRODUCCIÓN

El software de Siemens AI-Rad Companion es una familia de programas que ayudan en el diagnóstico de imágenes CT. El apoyo a la toma de decisiones mediante imágenes basadas en IA está empezando a ser cada vez más importante. El objetivo de este trabajo es estudiar la concordancia existente entre los resultados de la IA y los radiólogos, como objetivo secundario se pretende localizar aquellos diagnósticos donde el sistema posea mayor y menor fiabilidad.

METODOLOGÍA

AI-Rad Companion es un software con capacidad de segmentar lóbulos pulmonares, detectar y medir lesiones, segmentar el corazón y localizar depósitos de calcio, segmentar y medir la aorta. Tiene capacidad de informar los estudios y mostrar en el CT de paciente las anomalías encontradas. AI-Rad Companion realiza otras pruebas diagnósticas que no han sido evaluadas en este trabajo.

Se dispuso de los resultados de la IA de todos los CT de tórax realizados desde la instalación del sistema (diciembre de 2024) en el hospital HC Marbella, con un total de 96 estudios, y se procedió a comparar los resultados ofrecidos por el sistema con el informe de los radiólogos. Se evaluaron de manera independiente los diagnósticos pulmonares, cardiacos y aórticos para obtener tablas de clasificación.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra la tabla de clasificación tras comparar los diagnósticos de AI-Rad con el informe de los radiológos.

		RADIÓLOGOS	
		Si	No
IA Lesiones pulmonares	Si	78	9
	No	3	6
IA Calcificaciones	Si	27	9
	No	6	54
IA Anomalías aórticas	Si	21	3
	No	3	69

TABLA 1. En fila superior la clasificación para lesiones pulmonares, en fila central las calcificaciones en corazón y en inferior las anomalías en la aorta.

En la tabla 2 se muestras las pruebas diagnósticas realizadas con la tabla de clasificación anterior.

	PULMÓN	CORAZÓN	AORTA
S	0.96	0.85	0.88
E	0.40	0.86	0.96
VPP	0.90	0.75	0.88
VPN	0.67	0.90	0.96
Y	0.36	0.71	0.84
C	0.88	0.84	0.94
K	0.44	0.66	0.83

S: Sensibilidad
E: Especificidad
VPP: Valor predictivo positivo
VPN: Valor predictivo negativo
Y: Índice de Youden
C: Concordancia
K: Índice de Kappa

TABLA 2. Resumen de pruebas diagnósticas realizadas a los resultados de la IA de CT de Tórax.

DISCUSIÓN

Se observa como el diagnóstico de anomalías aórticas es el que mayor concordancia posee, con altos valores de sensibilidad y especificada, y un índice kappa que se considera casi perfecto[1]. El diagnóstico cardiaco, basado en encontrar

calcificaciones, posee un índice kappa sólido[1], con valores de sensibilidad y especificidad también muy altos. Finalmente, se observa como la IA es muy sensible en la detección de nódulos pulmonares, pero poco específica, lo cual lleva a la detección de falsos positivos, pudiendo considerarse su índice kappa como aceptable[1].

Además de la alta concordancia que muestra el sistema, se demostró que ayuda en la reducción de tiempos de diagnóstico y en la exactitud de las medidas que realiza (por segmentación automática). Por otra parte, resulto especialmente útil en la detección de segundas patologías o patologías no buscadas, lo que se conoce como diagnósticos fortuitos.

CONCLUSIONES

Se demuestra que el sistema IA-Rad Companion de Siemens es una herramienta de elevada utilidad en el flujo de trabajo de cualquier centro. Presenta alta sensibilidad en los diagnósticos de nódulos pulmonares, calcificaciones cardiacas y anomalías aórticas. Presenta una alta especificidad en patologías coronarias y de aorta, siendo menor en el caso de nódulos pulmonares, donde se encuentra que el sistema falla a la hora de interpretar algunas estructuras pulmonares.

REFERENCIA

1 Landis y Koch (1977)

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN CT POR COMPARACIÓN DE PROTOCOLOS

García Castañón, P. (1); Gallego Molina, C. (1); Luengo Izquierdo, P. (1); Prieto Martín, C. (1)
(1) Hospital Universitario de la Princesa;

INTRODUCCIÓN

Uno de los principios de la protección radiológica es la optimización de la dosis de radiación. Aunque la justificación de las pruebas radiológicas no recae en los radiofísicos hospitalarios, sí podemos modificar los protocolos para minimizar la dosis de radiación a la que se someten los pacientes, manteniendo una calidad de imagen diagnóstica, siguiendo el principio ALARA.

Los niveles de referencia a menudo no reflejan la práctica en equipos más modernos. Además, los resultados suelen agruparse por región anatómica o descripción, en lugar de por indicación clínica o prestaciones, lo que dificulta la optimización de protocolos específicos.

El objetivo de este estudio es optimizar la dosis en los protocolos de tomografía computarizada (TC) a través de la comparación entre protocolos de equipos de tecnologías y poblaciones similares.

MATERIAL Y MÉTODOS

Nuestro servicio gestiona varios centros sanitarios con equipos de TC de diferentes modelos y fabricantes y radiólogos habituados a diferentes calidades de imagen, todas aptas para el diagnóstico. Utilizando el programa de Gestión de Dosis DOLQA systems (Comunidad de Madrid) se realizó una comparación del indicador de dosis Producto Dosis-Longitud (PDL), entre las mismas prestaciones para un equipo Spectral CT Philips 7500 Series, un Revolution EVO de GE y un Incisive CT de Philips.

Para la optimización, se identificaron los protocolos con mayores diferencias en el indicador PDL entre los diferentes TC y se compararon las técnicas de adquisición, encontrando diferencias en parámetros como la colimación y el índice de modulación de dosis.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se observaron diferencias en la mediana del indicador de dosis PDL de hasta un 200% entre equipos.

Tras acordar con los radiólogos los protocolos a optimizar, se modificaron los parámetros anteriormente mencionados en el TC con mayores valores de PDL. La comparación de la mediana del indicador de dosis PDL antes y después de la optimización mostró reducciones de hasta casi un 50% (Tabla 1) sin una disminución perceptible de la calidad diagnóstica de las imágenes, según la evaluación de los radiólogos.

Protocolo	PDL previo (mGy·cm)		PDL tras optimización (mGy·cm)		Dif mediana (%)
	Nº estudios	Mediana	Nº estudios	Mediana	
Senos	285	454,49	224	245,59	-46,0%
TX-ABD-CIV	121	950,17	102	885,86	-6,8%
TX-ABD-sin CIV	12	990,69	8	912,56	-7,9%
ABDOMEN BASAL	198	672,73	177	577,89	-14,1%
ABDOMEN PORTAL	71	592,34	56	573,50	-3,2%
ABDOMEN BIFÁSICO	14	1099,27	18	990,47	-9,9%
CAIS	123	976,98	82	712,83	-27,0%

Tabla 1. Reducción del promedio y mediana del Producto Dosis Longitud tras una primera optimización de parámetros según el protocolo.

CONCLUSIÓN

La comparación entre protocolos de distintos TC puede llevar a procesos de optimización que reducen significativamente la dosis a los pacientes sin comprometer la calidad diagnóstica de las imágenes.

ESTIMACIÓN DE LOS NIVELES DE REFERENCIA EN TROMBECTOMIA Y ANÁLISIS DE SU EVOLUCIÓN A LO LARGO DEL TIEMPO

Derecho Torres, F. A. (1); López Martín, N. (1); Delgado Espinosa, S. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

Uno de los procedimientos más comunes en neurorradiología es la trombectomía, procedimiento de complejidad asociado a la resolución de ictus. En este trabajo pretendemos estimar los niveles de referencia para nuestro hospital, compararlos con la bibliografía y analizar su evaluación a lo largo de un periodo temporal de 5 años.

MATERIAL Y MÉTODOS

Durante los 5 años de funcionamiento de un equipo General Electric Innova IGS 530 se han recogido mediante el programa de gestión de dosis de General Electric DoseWatch los datos de 1216 paciente sometidos a una trombectomía.

De estos pacientes se han extraído los indicadores dosimétricos producto dosis-área (DAP), kerma a la entrada del paciente (K) y tiempo de escopia (t).

Se ha elegido la mediada de estos indicadores para hacer el análisis de los datos y se han comparado con la literatura existente.

También se ha analizado la progresión en el tiempo de estos indicadores dosimétricos.

RESULTADOS

Los datos de la mediana para el procedimiento de trombectomía y su comparación con la bibliografía se pueden ver en la siguiente tabla. Los datos obtenidos en nuestro estudio corresponden a la fila Tromb. TOTAL (mediana).

Datos y bibliografía				Comparación con la bibliografía		
Trombectomía						
Fuente	DAP (cGy·cm2)	K (mGy)	t (min)	DAP (cGy·cm2)	K (mGy)	t (min)
Federal Agency for Radiation Protection 2018 Germany	18000			72,3%		
Farah et al. 2018 (av)	12300	700	35	59,4%	33,4%	63,7%
Friedich et al 2018 (av)	11456		30	56,4%		57,7%
Yon-Kwon Ihn et al 2021 (median)	15040	1036	28,6	66,8%	55,0%	55,6%
DOPOES II 2020	16000			68,8%		
Bärenfänger et al 2019 (av)	12810	1000	39,6	61,0%	53,4%	67,9%
Schegerer et al 2018 (50th perc)	9100		21	45,1%		39,5%
Tromb. TOTAL (mediana)	4994	466	12,7			

Tabla DRLs trombectomía y su comparación con literatura

La evolución en el tiempo del DAP se puede observar en la siguiente grafica.

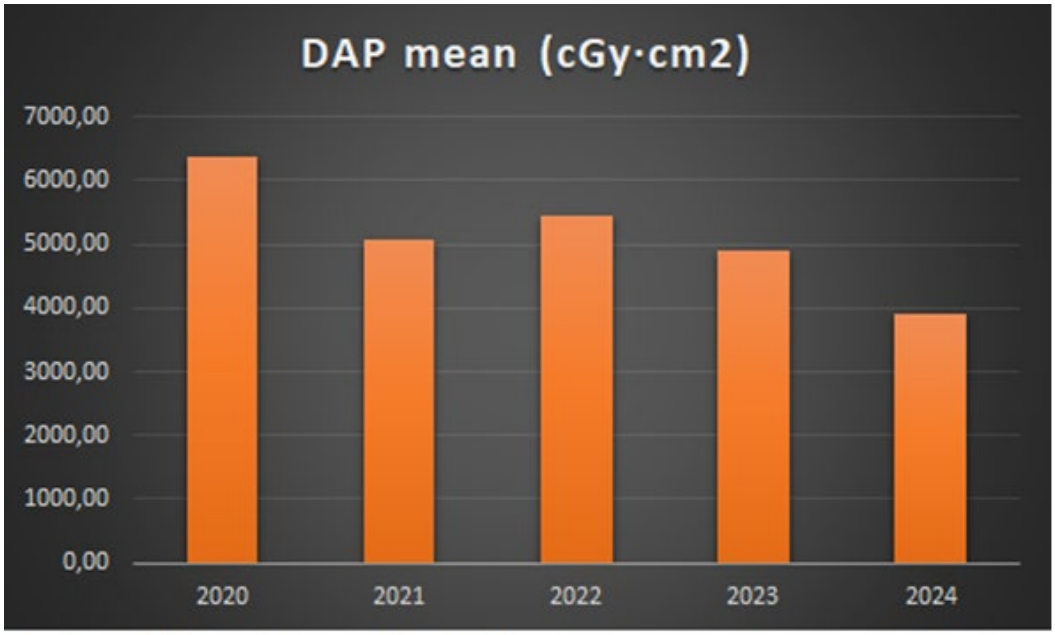


Grafico DAP trombectomía HUVR

DISCUSIÓN

Se observa que los niveles de referencia obtenidos están por debajo de los presentes en la bibligrafía. Esto puede deberse fundamentalmente a dos motivos. El primero, la relativa antigüedad de la bibliografía existente y la rápida evolución tanto de la tecnología como los procedimientos. Otra posible causa es la amplia experiencia de los profesionales que realizan estos procedimientos en el Hospital Virgen de Rocío, ya que se trata del equipo que pertenece al programa de código Ictus.

También se observa un descenso de los indicadores dosimétricos a lo largo del tiempo. Puede ser debido a la curva de aprendizaje de los profesionales con el nuevo equipo, que comenzó a utilizarse en el año 2019.

Se analizó también la evolución de DAP y K respecto al tiempo de escopia. Se encontró que los valores eran constantes a lo largo de los años.

CONCLUSIÓN

Tanto la evolución de la tecnología como la curva de aprendizaje de los profesionales influye directamente en las dosis

recibidas por los pacientes en procedimientos complejos.

Es por ello por lo que es importante que estos niveles de referencia sean revisados frecuentemente, no solo para identificar posibles anomalías, si no para evaluar tanto la curva de aprendizaje de los profesionales que realizan los procedimientos como la necesidad de sustituir los equipos existentes.

La principal causa de la reducción de los niveles de referencia se debió a la reducción del tiempo de escopia, ya que la evolución de la tasa de DAP y de K fueron constantes a lo largo de los años.

UNIFICACIÓN DE LA VISUALIZACIÓN DE LAS IMÁGENES CLÍNICAS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA: APLICACIÓN DEL TG-233

Marin Ciocan, A. C. (1); García Cerrillo, J. A. (1); Bosó Martínez, C. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (1); Chover Díaz, B. (1); Dacosta Villar, L. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Serrano Juarez, A. (1); Brualla Gonzalez, L. (1)
(1) Grupo Biomédico Ascires

INTRODUCCIÓN

Los algoritmos de reconstrucción iterativos (IR) reducen la magnitud del ruido modificando la textura del ruido pudiendo llegar a afectar a la resolución espacial. La textura del ruido es el atributo que describe la apariencia granulosa en una imagen CT, influyendo directamente en el rendimiento diagnóstico. Es habitual tener servicios de Radiodiagnóstico con una flota de escáneres CT obteniendo una visualización de las imágenes clínicas diferente de un escáner a otro. En este trabajo se pretende aplicar las métricas propuestas en el TG-233 para la unificación en la visualización de imágenes clínicas CT entre distintos escáneres.

MATERIAL Y MÉTODOS

Estudio de 3 escáneres CT:

- Discovery RT Generation 3 de General Electric.
- CT HD 750 de General Electric
- CT Somatom Drive de Siemens.
- Atributo de la imagen bajo estudio y métrica que lo caracteriza:
- Magnitud del ruido: desviación estándar de una ROI en una región homogénea.
- Textura del ruido: curva del espectro de potencia de ruido (NPS).
- Resolución espacial: función de transferencia de tarea (TTF): MTF calculada en distintos escenarios de contraste y ruido.

Maniquí: Catphan CTP504.

Software: iQMetrix-CT desarrollado por la Sociedad Francesa de Física Médica y Matlab. Análisis de las medidas:

- Correspondencia entre algoritmos IR aplicando una función de ponderación que tenga en cuenta simultáneamente la magnitud del ruido, la textura y la resolución espacial.

$$m_{ij} = /frac11 + e^{-/alpha_d/cdot(-d_{ij}-c_d)}/cdot(/frac11 + e^{-/alpha_t/cdot(t_{ij}-c_t)} - /frac11 + e^{-/alpha_t/cdot(t_{ij}+c_t)})/cdot(/frac11 + e^{-/alpha_r/cdot(r_{ij}+c_r)})$$

RESULTADOS

A modo de ejemplo, se presenta varios algoritmos de los CTs: Discovery RT Generation 3 y CT Somatom Drive.

En la Figura 1 se muestra las curvas NPS y TTF (calculada a partir del inserto de aire) para distintos algoritmos:

- Kernel standard de GE con 4 niveles IR
- Dos kernels de Siemens, Br38 y Br46, con 4 niveles IR.

En la Figura 2a se muestra la correspondencia entre distintos algoritmos basándose en el análisis de la textura del ruido, comparando las curvas NPS normalizadas al máximo empleando RMSE (Root Mean Square Error). En la Figura 2b se muestra la correspondencia basada en la resolución espacial.

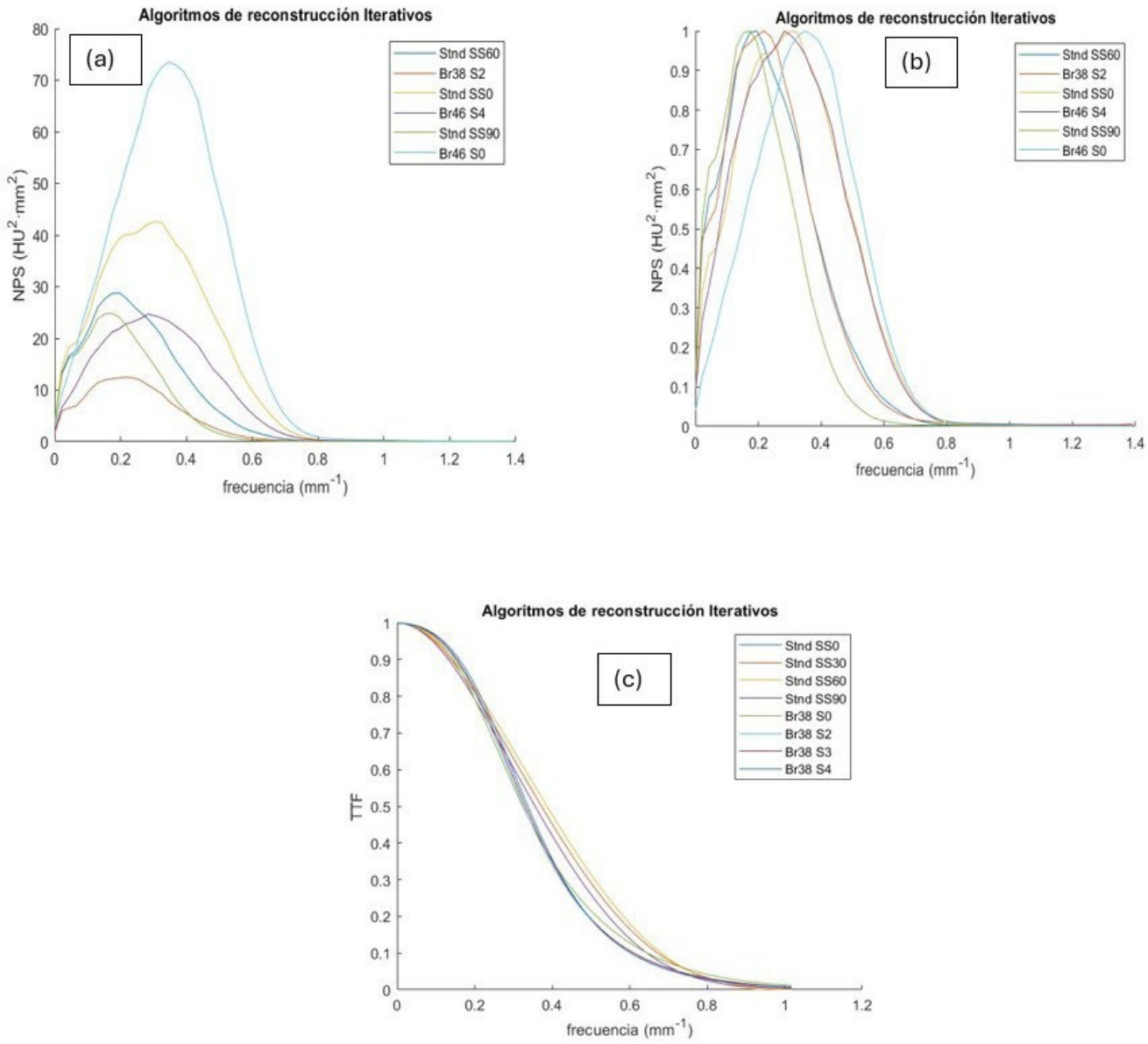


FIGURA 1. (a) Curvas NPS. (b) Curvas NPS normalizadas al máximo. (c) TTF calculada a partir del inserto de aire.

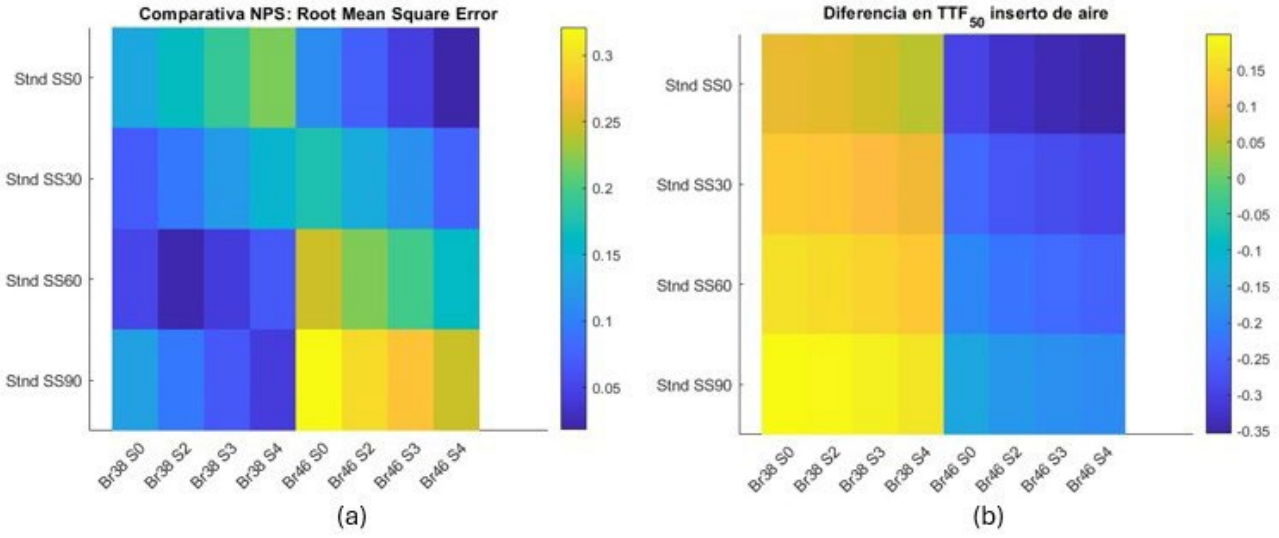


FIGURA 2. (a). Correspondencia entre curvas NPS normalizadas al máximo usando RMSE. (b) Correspondencia entre resoluciones espaciales.

DISCUSIÓN

La correspondencia esperada entre la textura del ruido y la resolución espacial queda disociada en los algoritmos IR, ver FIGURA 2. Las métricas tradicionales, como CNR, describen el funcionamiento técnico del sistema a primer orden, quedando fuera atributos de la imagen clínica. En este trabajo se presentan los resultados obtenidos aplicando métricas que se aproximan más a la imagen clínica, actualizando el enfoque de control de calidad de imagen.

CONCLUSIÓN

A partir de medidas rutinarias se pueden calcular métricas avanzadas de calidad de imagen que permitan responder a preguntas complejas, como, por ejemplo: ¿por qué el CT 1 se ve mejor que el CT 2? ¿Cómo puedo establecer una correspondencia entre ambos escáneres de manera cuantitativa? Además, las métricas introducidas en el actual trabajo se podrían emplear en otras modalidades de imagen.

ACEPTACIÓN DE UN CT BASADO EN PHOTON COUNTING: EXPERIENCIA CON EL NAEOTOM ALPHA

Martínez Francés, E. (1); Martín Granados, S. (2); Morán Velasco, V. (1); Arenas Vicente, J. (1); Parla Rodríguez, S.; Martí Climent, J. M. (3)
(1) Clínica Universidad de Navarra (sede Madrid); (2) Siemens Healthineers; (3) Clínica Universidad de Navarra (sede Pamplona)

INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (CT) espectral ha evolucionado desde los sistemas duales basados en detectores de integración energética (EID) hacia tecnologías más avanzadas como el detector de contaje de fotones (PCD), que permite la resolución energética de cada fotón incidente. El Naeotom Alpha de Siemens Healthineers, introducido en 2021, representa el primer CT clínico basado en PCD, utilizando detectores de teluro de cadmio (CdTe) que generan una señal eléctrica por cada fotón detectado. Este trabajo presenta las pruebas de aceptación realizadas, centrándose en los resultados de la exactitud de la cuantificación de materiales.

MATERIAL Y MÉTODOS

En septiembre de 2024, la Clínica Universidad de Navarra (sede Madrid) realizó la aceptación del Naeotom Alpha. El sistema cuenta con dos tubos de rayos X (Vectron) y dos detectores PCD (QuantaMax), basados en teluro de cadmio (CdTe), que permiten clasificar los fotones en cuatro niveles energéticos. Las pruebas realizadas incluyeron:

- Pruebas de calidad de haz, geométricas y CTDI según el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECC).
- Modulación de corriente según el TG 233: con el maniquí Mercury 4.0 (SunNuclear).
- Pruebas de calidad de imagen como la uniformidad espacial del número CT, ruido y resolución espacial según el PECC: con el *slice phantom* que viene con el CT.
- Exactitud del número CT (Unidades Hounsfield, UH) para las imágenes virtuales monoenergéticas (VMI): con el maniquí Catphan y el multi-energético de CT de Kyoto Kagaku para insertos de calcio (10–300 mg/cc), yodo (0.5–15 mg/cc), ácido úrico (200–300 mg/cc) e hígado (1.06 g/cc).
- Exactitud de la cuantificación de concentración de yodo: comparando las concentraciones medidas con las nominales, de acuerdo con el TG 299 que establece una tolerancia del <20% o <0.5 mg/ml.

RESULTADOS

Todas las pruebas realizadas han estado dentro de las tolerancias establecidas por el fabricante. La modulación de corriente para un protocolo de abdomen se ajusta a ln(mA) = 0.008*Espesor + 4.2. La *FIGURA 1* muestra los resultados de las UH para los insertos del maniquí multi-energético (*A* y *B*) según la imagen virtual monoenergética (VMI). Se observa que, salvo para el ácido úrico y el hígado, las UH varían según la VMI. Las concentraciones medidas de yodo coinciden con las nominales dentro del 20% según muestra la *FIGURA 1C*. La *FIGURA 1D* muestra los resultados para el Catphan.

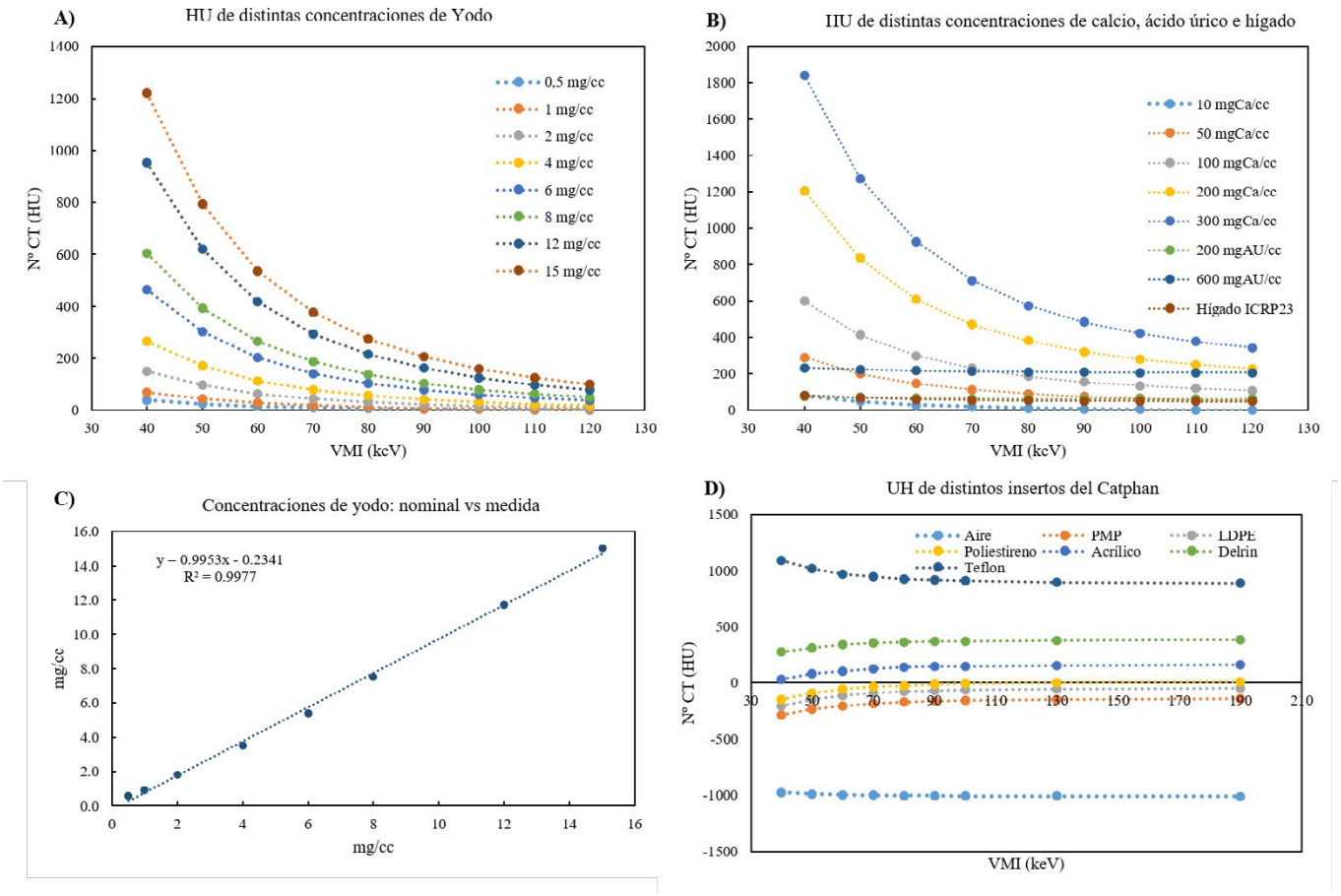


FIGURA 1. Resultados.

DISCUSIÓN

Las pruebas de aceptación que indica el fabricante se corresponden a las del PECC de un CT dual o convencional. Sin embargo, hay que tener en cuenta que la información disponible en un CT espectral como el Naeotom es mayor, por lo que la evaluación de las herramientas disponibles, como la medida de la concentración de yodo, en estos CTs se deberían comprobar en la aceptación como indica el TG 299.

CONCLUSIONES

La aceptación del Naeotom Alpha requiere pruebas estándar combinadas con evaluaciones específicas para sus capacidades espectrales avanzadas.

CONTROL DE CALIDAD PARA UN SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS

Benito García, J. C. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Montes Fuentes, C. (1); García De Iturrospe Lizaso, J. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Tartilán Buey, A. (1); Martín Rincón, C. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, los sistemas de gestión de dosis (SGD) se han consolidado como herramientas fundamentales para el seguimiento y optimización de dosis impartidas a pacientes durante procedimientos diagnósticos con radiaciones ionizantes, especialmente para la gestión de equipos y procedimientos en una determinada área de salud.

El objetivo de este trabajo es desarrollar e implementar un procedimiento de control de calidad para la verificación de la integridad de los datos transferidos al SGD.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron 5 equipos por cada modalidad (Radiografía digital, Mamografía, TC y Radiología intervencionista) conectados al SGD (DOLQA). Por cada equipo se escogieron 10 estudios representativos.

Los datos de estos estudios incorporados al SGD fueron exportados como hoja de cálculo. Entre esta información se encuentran datos específicos de cada modalidad relacionados con el tipo de exposición, técnica radiológica, indicadores dosimétricos, parámetros demográficos y administrativos. Por otro lado, se recuperaron los informes estructurados de dosis DICOM-RDSR del sistema RIS/PACS.

Se han desarrollado un conjunto de rutinas en MATLAB® que extraen información de los DICOM-RDSR seleccionados y se compara con la almacenada en el SGD.

RESULTADOS

El análisis genera una tabla comparativa con los datos extraídos de ambas fuentes, resaltando las posibles discrepancias o pérdidas de información asociadas. En las Tablas 1 y 2 se presenta el control de calidad con algunos de los datos más representativos para varias adquisiciones de dos equipos. Se indica como "SÍ" cuando el dato se encuentra dentro del intervalo de tolerancia establecido por el usuario, "NO" cuando está fuera de esa tolerancia y "Vacía" cuando el campo no se encuentra en el SGD.

kvDOLQA	kvRIS		mADOLQA	mARIS		mAsDOLQA	mAsRIS		CTDIDOLQA	CTDIRIS		DLPDOLQA	DLPRIS	
120	120	SÍ	30	30	SÍ	30,00	30,00	SÍ	0,11	0,11	SÍ	3,3	3,3	SÍ
120	120	SÍ	30	30	SÍ	30,00	30,00	SÍ	0,11	0,11	SÍ	3,3	3,3	SÍ
120	120	SÍ	103	103	SÍ	43,98	43,98	SÍ	2,4	2,40	SÍ	27,5	27,5	SÍ
120	120	SÍ	140	140	SÍ	237,02	237,02	SÍ	18,5	18,50	SÍ	338	338	SÍ
120	120	SÍ	82	82	SÍ	60,02	60,02	SÍ	6,8	6,80	SÍ	6,8	6,8	SÍ
120	120	SÍ	82	82	SÍ	15,01	15,01	SÍ	1,7	1,70	SÍ	1,7	1,7	SÍ
120	120	SÍ	30	30	SÍ	30,00	30,00	SÍ	0,11	0,11	SÍ	3,3	3,3	SÍ
120	120	SÍ	30	30	SÍ	30,00	30,00	SÍ	0,11	0,11	SÍ	3,3	3,3	SÍ
120	120	SÍ	290	290	SÍ	60,90	60,90	SÍ	4,8	4,80	SÍ	38,4	38,4	SÍ

Tabla 1: Control de Calidad en un equipo TC con datos recuperados desde DICOM-RDSR

Así mismo se informa de las posibles adquisiciones o estudios completos que no han sido recuperados por el SGD.

kVDOLQA	kVRIS		mADOLQA	mARIS		msDOLQA	msRIS		mAsDOLQ	mAsRIS		DAPDOLQ	DAPRIS	
69,8	69,8	SÍ	833	832,6	SÍ	5	4,90	SÍ	4,17	4,08	SÍ	0,72	0,72	SÍ
69,8	69,8	SÍ	800	800	SÍ	2	2,30	NO	1,6	1,84	NO	0,19	0,19	SÍ
	89,8	Vacía		716,2	Vacía		121,21	Vacía		86,81	Vacía		9,29	Vacía
	78,9	Vacía		799,1	Vacía		56,00	Vacía		44,75	Vacía		1,94	Vacía
59,8	59,8	SÍ	463	462,8	SÍ	7	7,00	SÍ	3,24	3,24	SÍ	0,12	0,12	SÍ
78,9	78,9	SÍ	835	835	SÍ	6	5,70	SÍ	5,01	4,76	SÍ	1,34	1,34	SÍ
49,9	49,9	SÍ	381	381,2	SÍ	5	4,80	SÍ	1,91	1,83	SÍ	0,08	0,08	SÍ
49,9	49,9	SÍ	381	381,2	SÍ	5	4,80	SÍ	1,91	1,83	SÍ	0,08	0,08	SÍ
62,9	62,9	SÍ	478	477,9	SÍ	7	6,80	SÍ	3,35	3,25	SÍ	0,36	0,36	SÍ
62,9	62,9	SÍ	478	477,9	SÍ	7	6,80	SÍ	3,35	3,25	SÍ	0,33	0,33	SÍ

Tabla 2: Control de Calidad en un equipo de radiografía digital con datos recuperados desde cabecera DICOM

DISCUSIÓN

En nuestro caso el SGD se encuentra en fase de implementación, por lo que los resultados preliminares que arroja el control de calidad no deben ser tomados como definitivos.

Se ha comprobado que la integridad de los datos es significativamente mayor cuando el SGD los recupera a partir de un DICOM-RDSR (Tabla 1) que cuando lo hace desde cabeceras DICOM de las imágenes pertenecientes a los propios estudios (Tabla 2).

A diferencia de propuestas basadas en la explotación manual de datos, el método presentado permite realizar un análisis de forma semiautomática, haciendo factible un control y seguimiento específico para cada equipo. Así, facilita la comprobación de la integridad de los DICOM-RDSR de los estudios y su correcta importación al SGD.

CONCLUSIÓN

La integridad de los datos que presenta un SGD es vital para la correcta realización de informes dosimétricos asociados y la optimización de dosis a los pacientes implicados. Se ha demostrado, por tanto, la gran utilidad de un control de calidad versátil y eficiente como el que se presenta en este trabajo.

APLICACIÓN EN MATLAB R2024A PARA EL ANÁLISIS DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN RADIOLOGÍA DIGITAL Y MAMOGRAFÍA

Fernandez Iglesias, A. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Caudepon Moreno, F. (1); García Iglesias, N. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Martín Veganzones, M. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Mañeru Cámara, F. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Revisión 2024 (Módulo 1) sugiere realizar varias pruebas de constancia a los detectores digitales de panel plano. En este trabajo se proporciona una herramienta para el análisis descrito en varias de las pruebas de este protocolo. También puede emplearse para analizar la calidad de imagen en mamografía.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha diseñado una aplicación en MATLAB R2024a para evaluar la calidad de imagen en mamografía y radiología digital. Los cuatro primeros módulos corresponden a la calidad de imagen según el documento IEC 62220-1-1 (radiología digital) y 62220-1-2 (mamografía). Los resultados obtenidos con la aplicación se han comparado con aquellos obtenidos a través del plugin COQ de ImageJ en diversos paneles planos de distintos modelos y fabricantes. El quinto módulo corresponde al análisis de la uniformidad que se describe en la prueba DX14 del nuevo Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Revisión 2024 (Módulo 1). El sexto módulo (Figura 1) está destinado a obtener curvas de tamaño de detalle – espesor/contraste umbral siguiendo el método estadístico que se describe en la prueba B.7.2. del protocolo de control de calidad de sistemas de imágenes de rayos X dinámicos de la EFOMP, aunque la aplicación permite corregir, además, por MTF.

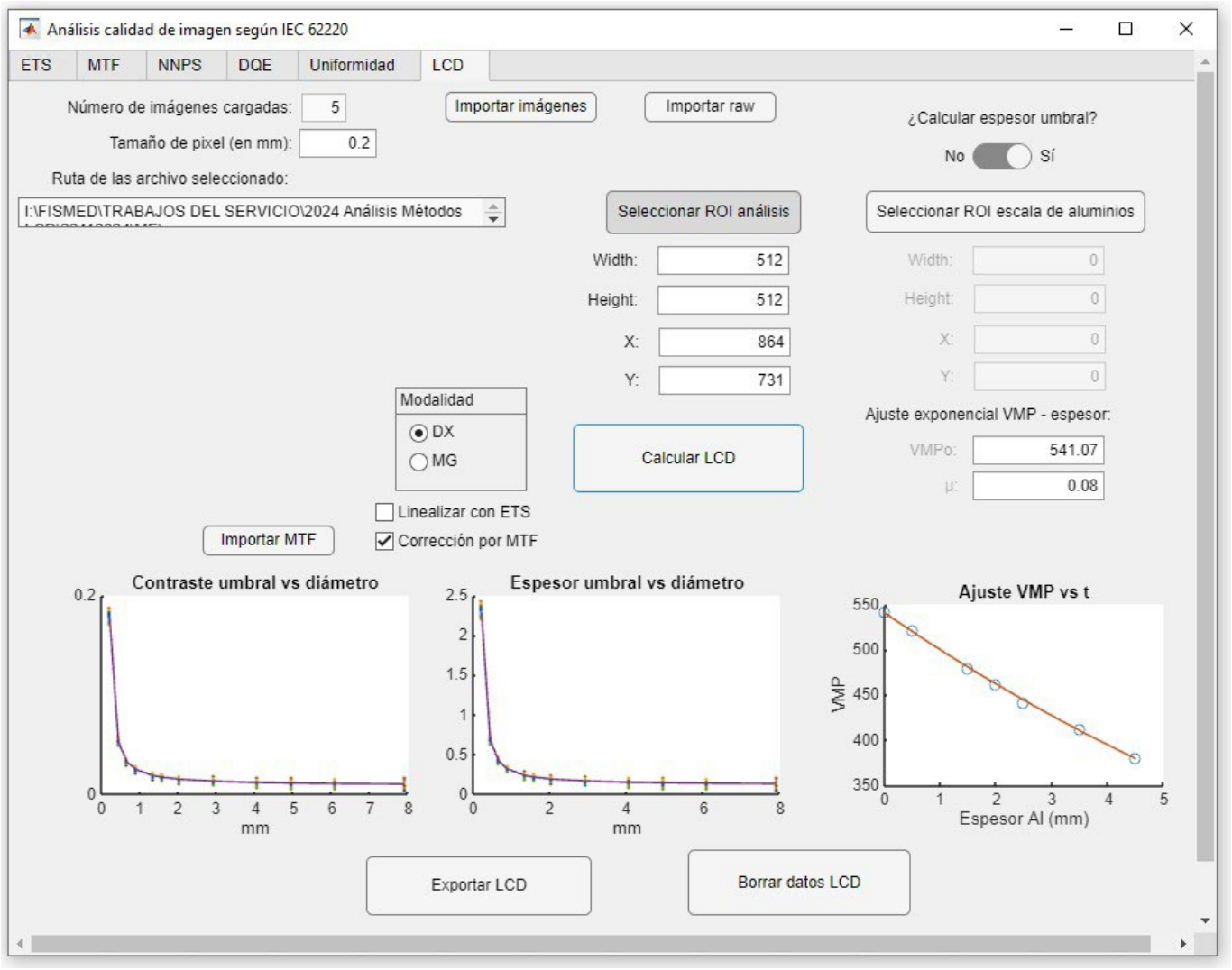


FIGURA 1. Interfaz de la aplicación en el módulo del cálculo de la curva tamaño de detalle – espesor umbral mediante el método estadístico.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos con los cuatro primeros módulos y con el plugin COQ de ImageJ no muestran diferencias significativas en ninguno de los paneles analizados. Consideramos relevante ofrecer una herramienta alternativa al plugin COQ ya que en versiones más recientes de ImageJ el plugin ha comenzado a dar errores intermitentes relacionados con la compatibilidad.

Los otros dos módulos no se han comparado con ninguna otra aplicación. En el momento de la redacción de este trabajo no tenemos constancia de que haya ninguna otra herramienta que haga exactamente el mismo análisis de uniformidad (el plugin COQ contiene un módulo de uniformidad, pero la fórmula que aplica no es la que se indica en el protocolo español).

CONCLUSIONES

La aplicación que se proporciona en este trabajo arroja resultados comparables a los obtenidos con otros softwares que hacen análisis equivalentes. Además, ha demostrado ser válida para el análisis de las imágenes de diversos fabricantes.

PROTOCOLOS DE IMAGEN EN TC: UN MODELO DE CONSENSO EN LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE ANDALUCÍA

Angulo Pain, E. (1); Almansa Lopez, J. (2); Rodriguez Castillo, M. (3); Moise Cosano, P. (3); Soriano Redondo, E. (4); Gomez Molinero, M. P. (5)

(1) Hospital Univ. Puerta del Mar (Cádiz); (2) Hospital Univ. Virgen de las Nieves (Granada); (3) Hospital Univ. Virgen de Valme (Sevilla); (4) Hospital Univ. Virgen del Rocio (Sevilla); (5) Hospital Univ. de Jerez

INTRODUCCIÓN

En 2020, dentro del proyecto "Huella de Energía" de la Estrategia de Seguridad del Paciente del Sistema Sanitario Público Andaluz, se renovaron tecnológicamente los equipos de tomografía computarizada (TC). Se instalaron 68 escáneres (57 reemplazos y 11 nuevas unidades) en 24 hospitales, luego ampliados a 85. Se creó el "Centro Avanzado de Diagnóstico por Imagen" (CADI) para centralizar la gestión de datos, formación y productividad, coordinando grupos de trabajo especializados.

El objetivo principal es reducir la variabilidad en el uso del TC en un entorno clínico diverso mediante la optimización de procedimientos, estandarización técnica y gestión de dosis de radiación.

MATERIAL Y MÉTODO

Bajo la supervisión del CADI, se establecieron grupos de trabajo por áreas anatómicas para estandarizar protocolos y optimizar dosis. Integrados por radiólogos, radiofísicos y personal técnico, estos equipos evalúan los protocolos existentes y desarrollan una biblioteca de protocolos estándar basados en indicaciones clínicas.

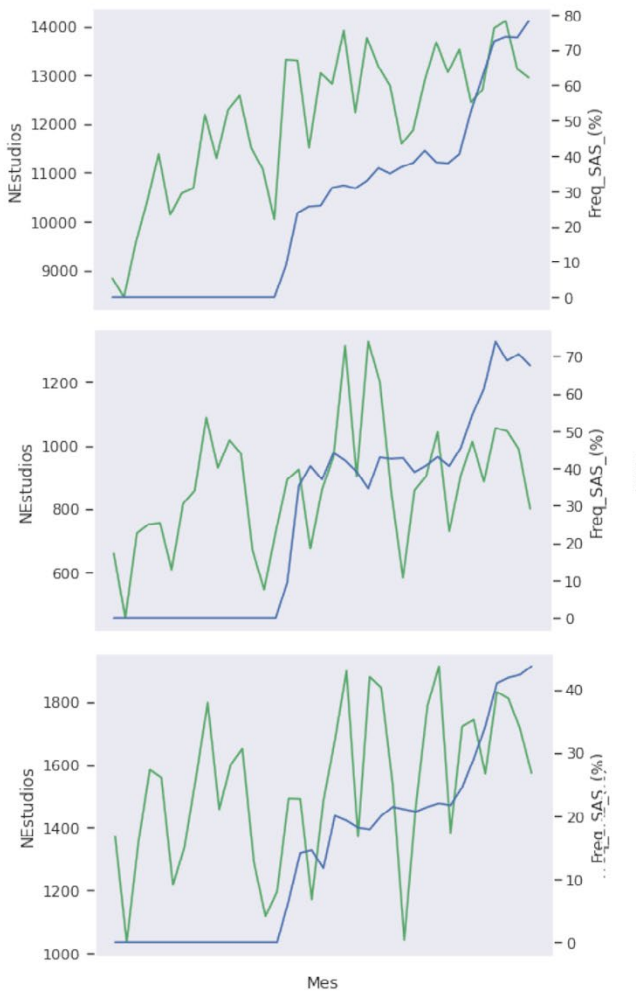
Se ha comenzado con la optimización de las áreas anatómicas más comunes (neurorradiología, abdomen y musculoesquelético) evaluando la calidad de imagen con parámetros objetivos y subjetivos, asegurando que la dosis administrada se mantuviera bajo los niveles de referencia nacionales.

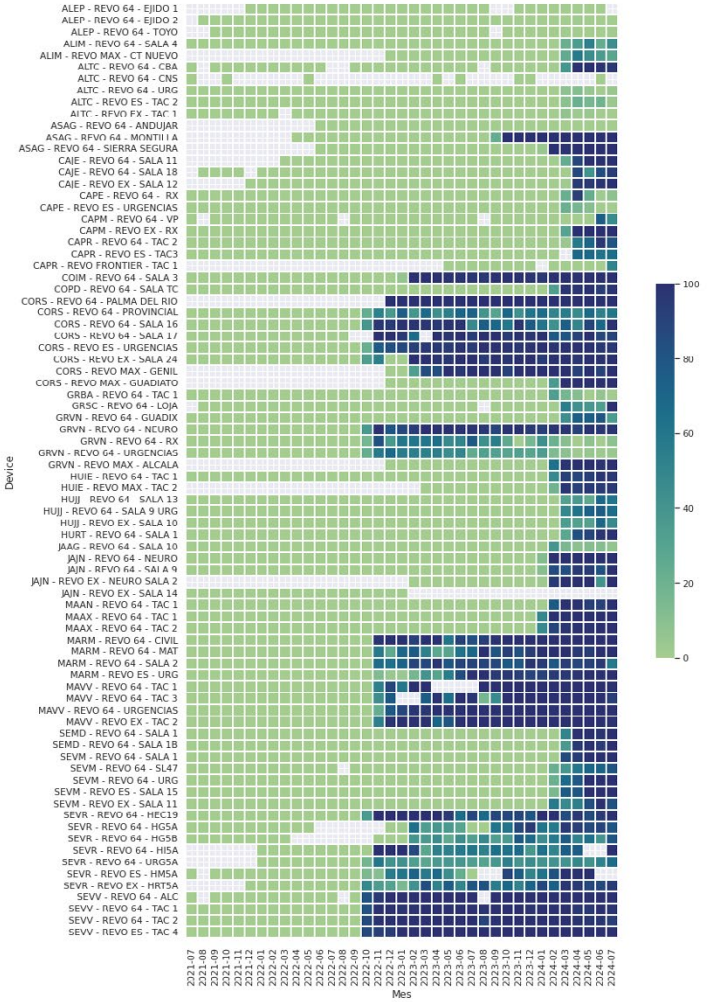
Tras su creación, los protocolos son validados en los centros participantes, identificando incidencias en los parametros de adquisición, reconstrucción y administración de constrate. Luego, se implementan en todos los equipos y centros del proyecto, acompañados de sesiones informativas. Finalmente, se inicia una etapa de explotación donde el CADI evalua diferentes indicadores y recoge las incidencias y sugerencias para un ciclo de mejora continua

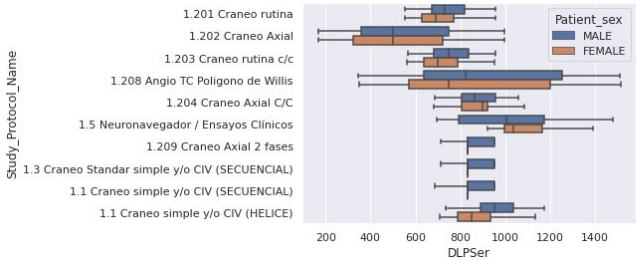
RESULTADOS

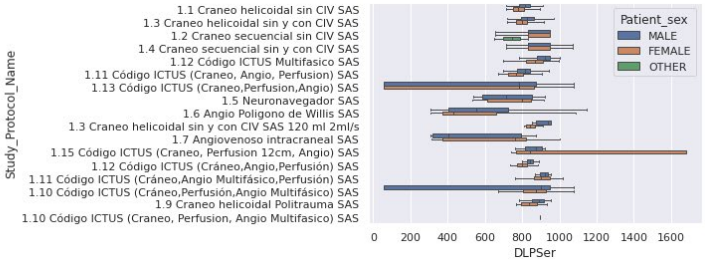
Se ha desarrollado una biblioteca corporativa de protocolos de TC en tres áreas anatómicas, unificando nomenclatura, técnica, calidad de imagen y dosis. Hasta el momento, la reducción de protocolos ha sido del 97% en neurorradiología, 90% en abdomen y 73% en musculoesquelético, cubriendo el 75% de los procedimientos.

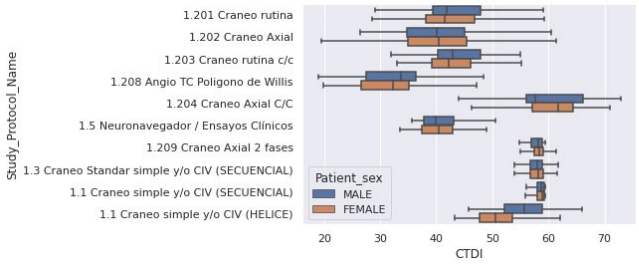
La biblioteca de protocolos de neurorradiología ha completado todo el proceso y actualmente está en fase de explotación y optimización. Se ha evaluado la adherencia de los centros (Imagen 1), implementandose acciones correctivas tras su análisis. Así mismo, ha disminuido significativamente la variabilidad en los valores de dosis (CTDI y DLP) (Imagen 2) permitiendo establecer niveles de referencia locales para estos procedimientos. Las bibliotecas de abdomen y musculoesquelético aún están en fase de validación, con expectativas de implementación en todos los centros antes del verano

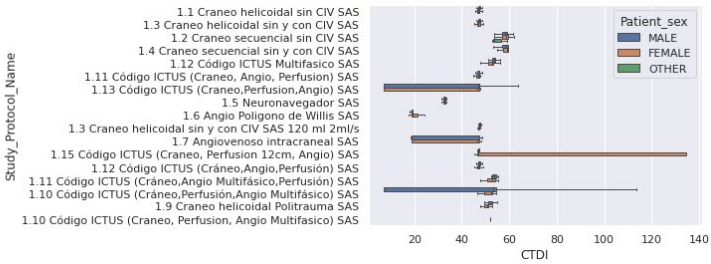












DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El proyecto «Huella de Energía» es un esfuerzo ambicioso que ha demostrado ser exitoso en la estandarización de los procedimientos de TC en Andalucía. A través de la creación de una biblioteca corporativa de protocolos y la reducción de la variabilidad en su uso, se está logrado optimizar la calidad de imagen y gestionar de manera más eficiente las dosis de radiación.

Su enfoque colaborativo y multidisciplinar es la clave de su éxito, permitiendo homogeneizar la práctica clínica en Andalucía y representando un modelo de mejora continua y colaboración efectiva en el ámbito sanitario.

ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

PUESTA A PUNTO DE UN DETECTOR GAMMA PARA SU INSTALACIÓN EN UN DRONE

Guillén Gerada, F. J. (1); Balás Sánchez, S. (2); Baeza Miralles, J. A. (2); Caballero Andrada, J. M. (2); Salas García, A. (2)
(1) Facultad de Veterinaria, Universidad de Extremadura; (2) LARUEX, Facultad de Veterinaria, Universidad de Extremadura

Existen escenarios en los que la acumulación de materiales y/o residuos con elevada concentración de radionucleidos (accidentes con material nuclear, desmantelamiento de instalaciones o emplazamientos abandonados, entre otros) puede suponer un riesgo radiológico significativo para los trabajadores implicados. El uso de sistemas de aeronaves no tripuladas (UAS) para la detección remota de radionucleidos en estos escenarios puede evitar la exposición de este personal, al tiempo que se realiza la caracterización radiológica de la zona. En este estudio, presentamos los desarrollos realizados para la caracterización de espectrómetros γ (CsI(Tl), LaBr3(Ce) y NaI(Tl)) e instalados en un sistema de aeronave no tripulada (tipo dron, octocóptero FPV8). Entre los parámetros evaluados con el fin de analizar su respuesta, se encuentra la estabilidad de la respuesta espectral frente a cambios de temperatura, respuesta angular del detector frente a la radiación incidente y una primera aproximación a su calibrado en eficiencia considerando distintos escenarios. Además, se ha desarrollado un software específico para comunicarse con el dron e integrar las medidas en la Red de Alerta Temprana Radiológica de Extremadura (RAREx).

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido realizado dentro del proyecto “Drone-Gamma: sistema de monitorización gamma remota en tiempo cuasi-real”, financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear en la Convocatoria de I+D+i de 2023

CARACTERIZACIÓN DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT4 PARA SU USO EN DOSIMETRÍA ABSOLUTA

Chillida Rey, R. (1); Esteve Sánchez, S. (2); García Fuentes, J. D. (1); Sevillano Martínez, D. (1); Morís Pablos, R. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Capuz Suarez, A. B. (1); Cámara Gallego, M. (1); Prieto Morán, D. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Rodríguez-Manzaneque Sosa, C. (1); Trujillo García, J. (1); García Vicente, F. (1)
(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal; (2) Northern Ireland Cancer Centre

INTRODUCCIÓN

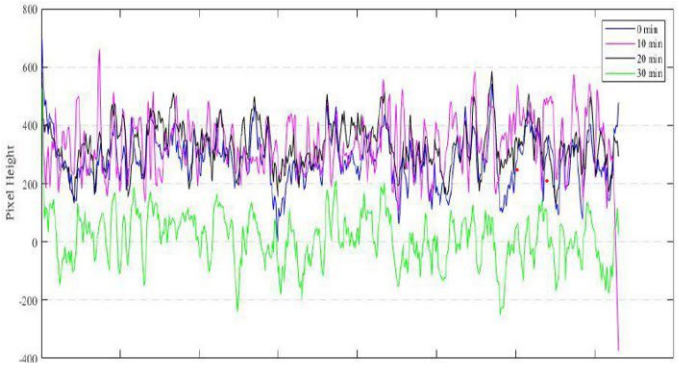
Se han analizado los factores de influencia en la caracterización de la película radiocrómica EBT4 de Gafchromic™ para su uso en dosimetría absoluta, en un trabajo conjunto entre el NICC de Belfast y el Hospital Ramón y Cajal de Madrid.

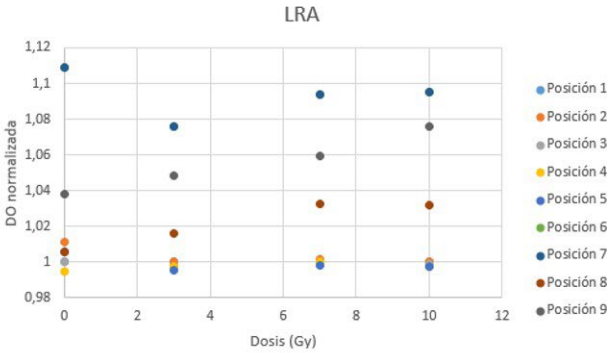
MATERIAL Y MÉTODOS

- Setup: Película radiocrómica EBT4 entre dos bloques de agua sólida de 5 cm de espesor a SSD 100 cm. UM corregidas por el output del acelerador. Escáner EPSON 10000XL. Los valores fueron obtenidos con Film QA Pro en el canal rojo aplicando la corrección de canal triple.
- Caracterización factores de influencia del escáner: Warm up, reproducibilidad y repetibilidad, influencia orientación de la película, posición dentro del área de escaneo (LRA), presencia de glass plate; dentro del rango dinámico óptimo de la película (0-10 Gy).
- Caracterización de la película EBT4: Evolución de la densidad óptica (OD) respecto al tiempo, a la tasa de dosis, y a la energía de la radiación impartida para una misma dosis (3 y 7 Gy).
- Seguimiento del protocolo multicentro: “An international film dosimetry intercomparison to establish a multi-center audit framework, Beveridge et al. Med Phys 2024; 1-17” para dilucidar la precisión de nuestra película en términos de dosimetría absoluta.

RESULTADOS

Para una correcta estabilización de la señal, el escáner deberá encenderse con 30 minutos de antelación y realizar 10 previews. Se recomienda colocar la película en el eje central del escáner, para evitar artefactos laterales (LRA) que pueden provocar inexactitudes en la obtención de los resultados de entre el 4% y el 10% según nos vamos alejando del eje. Se aconseja colocar la película en orientación landscape, con los polímeros sensibles solidarios al barrido de la luz del escáner. Colocar la película en portrait (la otra orientación), puede inducir errores del 4% a 3 Gy, y de casi el 5% a 7 Gy (FIGURA 1).





Reproducibility & Repeatibility Results

	OD Red Channel	std
1	0.5383	0.0006
2	0.5380	0.0000
3	0.5373	0.0006
4	0.5373	0.0006
5	0.5390	0.0000
6 (Replaced 1)	0.5383	0.0008
7 (Replaced 2)	0.5380	0.0008
8 (Replaced 3)	0.5393	0.0008
9 (Replaced 4)	0.5370	0.0008
10 (Replaced 5)	0.5373	0.0008

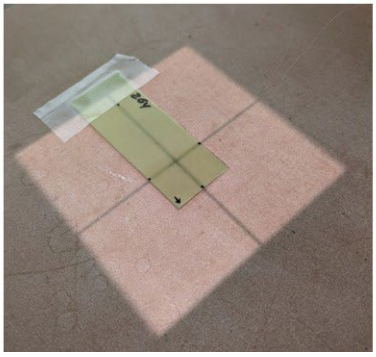
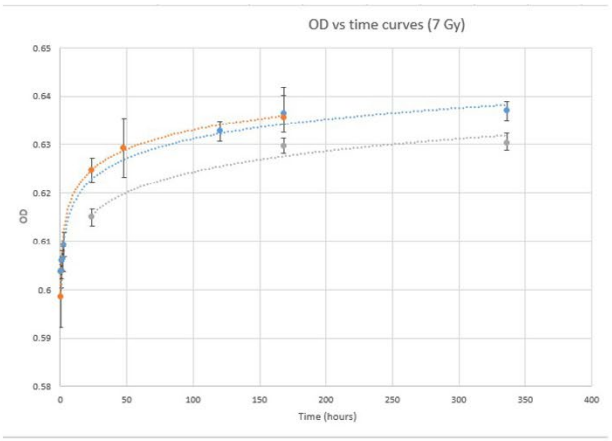
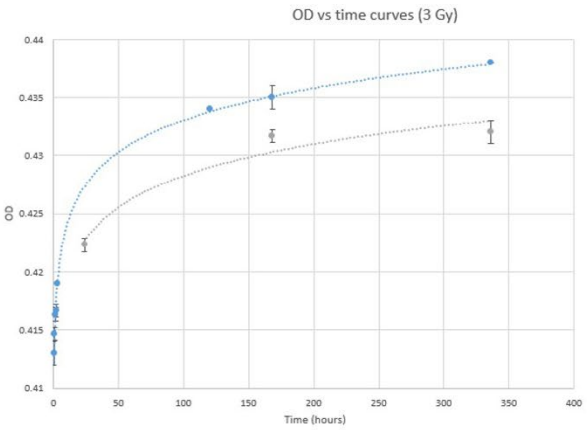
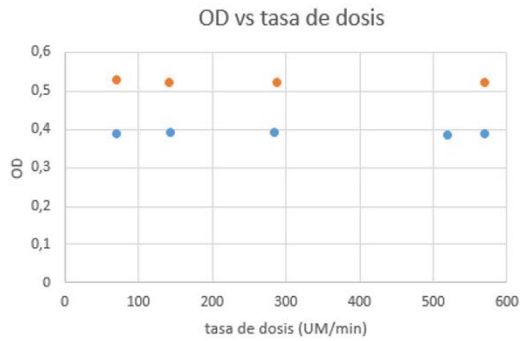


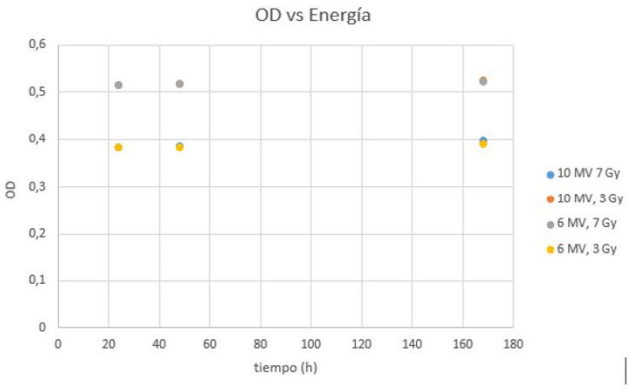
FIGURA 1: Warm up, LRA (arriba). Repetibilidad y set up (abajo).

Se escanearon las películas varias veces en las primeras horas tras la irradiación, y a las 24 h, 48 h, 1 semana y 2 semanas. Se analizó también una película de control para dilucidar si la cantidad de escaneos afecta al resultado, obteniendo una OD inferior a la esperada. La OD crece con el tiempo, y no es dependiente ni de la tasa de dosis ni de la energía a la que se impartió dicha dosis. La precisión en dosimetría absoluta ronda el 1% siguiendo el protocolo propuesto en el estudio multicentro, salvo un caso aislado que debió ser causa de un error en la manipulación de la película o en el proceso (FIGURA 2).









	10x10			
	Value (cGy)	Error (cGy)	Actual Value (cGy)	Deviation (%)
24 h	512.2	12.0	511.8	**0.08**
8 days	527.4	13.6	511.8	**3.05**
2 weeks	515.4	13.2	511.8	**0.71**

	15x15			
	Value (cGy)	Error (cGy)	Actual Value (cGy)	Deviation (%)
24 h	501.6	11.4	510.8	**-1.81**
8 days	505.6	12.2	510.8	**-1.02**
2 weeks	505.3	12.4	510.8	**-1.08**

FIGURA 2: Evolución OD respecto al tiempo, la energía y la tasa de dosis (arriba). Precisión en dosimetría absoluta frente al estudio multicentro (abajo).

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se han propuesto los principales factores de influencia para el uso de película EBT4 para maximizar la precisión de los resultados en su uso en dosimetría.

BIODOSE TOOLS, UNA APLICACIÓN PARA FACILITAR EL ANÁLISIS MATEMÁTICO EN DOSIMETRÍA BIOLÓGICA

Frances Abellan, A. (1); Barquinero, J. F. (1)
(1) Universitat Autònoma de Barcelona

Biodose Tools (Hernández et al., 2023) es un software modular de código abierto desarrollado por miembros de la asociación RENEB (Running the European Project of Biological and Retrospective Physical Dosimetry). La aplicación está diseñada para convertirse en el recurso principal para realizar los cálculos necesarios en los laboratorios de dosimetría biológica en todo el mundo. El objetivo principal de este proyecto es proporcionar herramientas fáciles de usar con interfaces gráficas (GUIs) que faciliten la obtención de cálculos confiables. La aplicación está desarrollada utilizando el lenguaje de programación R (R Core Team, 2022) y Shiny (Chang et al., 2022) como marco para ofrecer una solución en línea fácil de usar. Al ser de código abierto, permite a los usuarios contribuir con mejoras, abordar nuevos desafíos y expandir su funcionalidad en un entorno colaborativo. La versión pública

actual de Biodose Tools (3.6.1) incluye gran parte de los cálculos indicados en las directrices más recientes del OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica) para el análisis de dicéntricos y translocaciones (IAEA, 2011), así como el ajuste de calibración dosis-efecto y la evaluación de dosis en varios escenarios (exposiciones totales, parciales y prolongadas).

Sin embargo, desde su lanzamiento inicial, han surgido nuevas necesidades que han llevado a la propuesta y desarrollo de módulos adicionales para ampliar las capacidades de la aplicación y abordar desafíos emergentes en la dosimetría biológica. Las actualizaciones recientes incluyen un nuevo módulo de campos mixtos para la estimación de dosis en caso de exposiciones combinadas a radiación gamma y de neutrones, como sería el caso en detonaciones nucleares. Esta nueva característica está alineada con las directrices del OIEA de 2011, pero también incluye funcionalidades recientemente desarrolladas. El módulo de estimación de dosis ahora admite múltiples estimaciones de dosis para escenarios de exposición aguda, cubriendo tanto exposiciones totales como parciales. Además, se ha añadido la capacidad de asignar identificadores únicos (IDs) para casos específicos. Otra actualización importante es el nuevo módulo de límites característicos, que calcula umbrales de decisión y límites de detección, tal como lo requieren los estándares ISO 19238.

Finalmente, esta nueva versión de Biodose Tools incluye un módulo de comparación entre laboratorios que automatiza y facilita la comparación de resultados de estimación de dosis entre laboratorios utilizando z-scores (Di Giorgio et al., 2011). Métodos adicionales se encuentran en desarrollo. La versión actualizada de Biodose Tools no solo asegura una evaluación consistente de dosis e incertidumbres entre laboratorios, algo crítico para respuestas coordinadas durante emergencias, sino que también proporciona las herramientas necesarias para evaluar de manera rutinaria el desempeño de los laboratorios de dosimetría biológica.

PROYECTO ALMAS: ESTUDIO DE TÉCNICAS ANALÍTICAS PARA LA DETERMINACIÓN DE EMISORES ALFA POR ESPECTROMETRÍA DE MASAS Y OTROS MÉTODOS DE ENSAYO

López Ponte, M. A. (1); Barrado Olmedo, A. I. (1); Blázquez Pérez, D. (2); Conde Vilda, E. (1); García García, D. (2); Hernández Encinas, E. (1); Fernández Díaz, M. (1); García-Tenorio García-Balmaseda, R. (3); Ruiz González, J. (4); Sierra, I. (1); Sierra Gil, S. (2); Álvarez García, A. (1)
(1) CIEMAT; (2) ENUSA; (3) Centro Nacional de Aceleradores (CNA)/Universidad de Sevilla; (4) Westinghouse

INTRODUCCIÓN

La determinación de emisores alfa en muestras biológicas para la vigilancia tanto de trabajadores expuestos como del público con riesgo de exposición interna, exige disponer de técnicas de medida con sensibilidad elevada. La aplicación de métodos de ensayo para vigilancia ambiental e individual de emisores alfa ha venido realizándose mediante espectrometría alfa. El proyecto ALMAS en el que participan CSN, CIEMAT, ENUSA, Westinghouse y el Centro Nacional de Aceleradores (CNA), tiene como objetivo la mejora de los conocimientos y capacidades de medida en situaciones de exposición planificada (ocupacional) y de exposición existente (en relación con la radiación natural).

Se presentan los primeros resultados del proyecto ALMAS, originado en la plataforma PEPRI de I+D en protección radiológica, uno de cuyos objetivos es la mejora en la determinación de radionucleidos artificiales emisores alfa por espectrometría de masas para sustituir o complementar a la espectrometría alfa.

MATERIALES Y MÉTODOS

Los radionucleidos de interés son los isotopos del plutonio en muestras de excretas y de filtros ambientales, y los isotopos del uranio y del torio para estudiar la exposición debida a su contenido en la dieta a partir de los resultados de muestras de orina.

Para el plutonio los radioisótopos de interés se aíslan mediante técnicas de separación analítica antes de su medida, validadas en los laboratorios participantes en el proyecto. La determinación de dichos radioisótopos en las muestras biológicas y en los filtros ambientales se realiza mediante: (1) espectrometría alfa, (2) espectrometría de masas de alta resolución con doble enfoque (HR-ICP-MS) con un sistema de desolvatación APEX, (3) espectrometría de masas ICP-MS de cuadrupolo (ICP-QMS) y (4) mediante AMS (Acelerador Espectrómetro de Masas). Además se estudiará el Ra-226 para desarrollar un método de ensayo que permita su determinación en muestras biológicas.

RESULTADOS

Se han obtenido los primeros resultados de determinaciones de uranio y plutonio en muestras de microprecipitados de fluoruro de cerio (III) sobre filtros de 0,1 μm de polipropileno obtenidas de matrices de orina, mediante ICP-MS y espectrometría alfa.

La TABLA 1 muestra los resultados preliminares de los Limites de Detección (LD) en muestras de orina y en filtros ambientales mediante ICP, AMS y espectrometría alfa.

TABLA 1. Límites de detección preliminares de ICP-MS y Espectrometría Alfa, para muestras de orina y filtros ambientales

Radionucleido	Muestras orina Espectrometría alfa mBq l^{-1}	Muestras orina HR-ICP-MS mBq l^{-1}	Muestras orina AMS mBq l^{-1}	Muestras filtros Espectrometría alfa mBq/filtro	Muestras filtros ICP-MS mBq/filtro
^{238}U	1.00E-01 - 3.00E-01	1.25E-02 – 3.70E-02		2.00E+00	(HR) 3.70E-02
^{235}U	1.00E-01 - 3.00E-01	1.60E-03 – 1.80E-03		3.00E+00	(HR) 1.80E-03
^{234}U	1.00E-01 - 3.00E-01	5.00E-01		2.00E+00	(HR) 1.80E+00
^{232}Th	1.00E-01 - 3.00E-01	4.07E-03		2.00E+00	
^{230}Th	1.00E-01 - 3.00E-01	7.63E+02		2.00E+00	
$^{239/240}Pu$	1.00E-01 - 3.00E-01	7.48E-01	1,00 E-03	2.00 E+00	(QMS) 6.23E-01
^{238}Pu	1.00E-01 - 3.00E-01			2.00E+00	(QMS) 6.23E-01



FIGURA 1 - ACELERADOR 1 MV TANDETRON (AMS) DEL CNA (SEVILLA)



FIGURA 2 - ESPECTRÓMETRO DE MASAS DE ALTA RESOLUCIÓN (HR-ICP-MS) DEL CIEMAT

DISCUSIÓN

Las ventajas fundamentales que se buscan en la espectrometría de masas en comparación con la espectrometría alfa son la obtención de un límite de detección menor y un tiempo de análisis más corto. Para el caso del uranio y torio que las medidas son directas, no se necesita el tratamiento previo de la muestra. El precio más elevado de la instrumentación en comparación con la espectrometría alfa, y la necesidad de personal experimentado, son los principales inconvenientes al aplicar la técnica instrumental de la espectrometría de masas.

CONCLUSIONES

Se dispone de resultados preliminares que permitirán validar métodos analíticos de determinación de emisores alfa naturales y artificiales mediante ICP-MS en la vigilancia de la exposición interna y en la vigilancia de área. Se espera mejorar la sensibilidad de detección, en un tiempo de análisis más corto en comparación con la espectrometría alfa.

IMPLICACIONES DEL INFORME 95 DE LA ICRU SOBRE MAGNITUDES OPERACIONALES PARA LA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN EXTERNA: ACCIONES DE LA OIEA Y COMENTARIOS DE LOS ESTADOS MIEMBROS

Cruz Suarez, R. (1)
Organismo Internacional de Energia Atomica

Esta presentación proporcionará información detallada sobre las actividades actuales del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en relación con las implicaciones del Informe 95 de la ICRU sobre magnitudes operacionales para la exposición a la radiación externa. Los resultados preliminares de las reuniones técnicas del OIEA sobre nuevas magnitudes incluyen las implicaciones generales del informe, las implicaciones para los servicios de monitorizacion individual y en el puesto de trabajo, el impacto en los fabricantes, los efectos en los laboratorios de metrología y calibracion, las consecuencias para los organismos internacionales de normalización, las implicaciones para las organizaciones internacionales y las organizaciones de apoyo técnico/científico , efectos en los legisladores y reguladores, implicaciones para los titulares de licencias, expertos calificados y funcionarios de protección radiológica, y el impacto en los trabajadores ocupacionalmente expuestos.

Además, la presentación describirá las acciones futuras de la OIEA, incluida la publicacion de un TEC DOC destinado a documentar las lagunas identificadas en el conocimiento actual y discutir las implicaciones de la adopción de nuevas magnitudes operacionales

en las prácticas de protección radiológica en diversos campos de ocupación. La presentación también destacará los planes para una mayor difusión en eventos y reuniones nacionales, regionales e internacionales para facilitar el debate y alentar a las partes interesadas relevantes a considerar y documentar los impactos potenciales de estas nuevas magnitudes operacionales en el actual sistema de protección radiológica.

IMPLICACIONES DEL NUEVO LÍMITE DE DOSIS DEL CRISTALINO: RESULTADOS DE ENCUESTAS Y ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN EN ESPAÑA

Camp Brunés, A. (1); Cortés Balcells, A. (1); Duch Guillén, M. A. (1); Ginjaume Egido, M. (1); Pereira Cuesta, S. (2); Rueda Guerrero, D. (3); Villanueva Delgado, I. (3)

(1) Institut de Tècniques Energètiques–Universitat Politècnica de Catalunya; (2) Subdirección Tecnología Nuclear–Consejo de Seguridad Nuclear; (3) Subdirección de PR Operacional–Consejo de Seguridad Nuclear

INTRODUCCIÓN

El *Reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes* ha reducido el límite de dosis equivalente para el cristalino en trabajadores expuestos, a 100 mSv en cinco años oficiales consecutivos y un máximo de 50 mSv en un año oficial.

El proyecto CALIDOSIS, llevado a cabo por la UPC y subvencionado por el CSN, tiene como objetivo analizar las implicaciones prácticas y reguladoras derivadas del nuevo límite.

Este trabajo describe las primeras actividades del proyecto, conocer la planificación de los colectivos potencialmente expuestos y analizar la infraestructura disponible a nivel nacional para poder implantar un correcto control dosimétrico del cristalino.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para conocer el estado del arte de la dosimetría de cristalino, se distribuyeron encuestas a 101 servicios de protección radiológica (SPR) de centros sanitarios, 26 unidades técnicas de protección radiológica (UTPR) con servicio al sector sanitario y los 21 servicios de dosimetría personal externa (SDPE) autorizados por el CSN.

Las encuestas se realizaron entre marzo y julio de 2023. Las respuestas se gestionaron de forma anónima, si bien se solicitaba un correo de contacto para la resolución de incidencias.

RESULTADOS

Se obtuvieron respuestas de un total de 47 centros sanitarios y 14 UTPR. En ambos casos, la mayor parte de respuestas (un 90 % y un 70 % respectivamente) provenía de centros y unidades con usuarios en el campo de la radiología y cardiología intervencionista (RI/CI), uno de los colectivos potencialmente más afectados.

Por parte de los SDPE se recibieron un total de 17 respuestas, un 81% de participación, lo cual supone una fracción importante de los trabajadores monitorizados en España.

CONCLUSIONES

El análisis de las respuestas indica que:

- Todos los participantes están informados del cambio normativo.

En el caso de los SPR y las UTPR, aproximadamente la mitad han efectuado estudios de los colectivos potencialmente afectados (ver FIGURA 1) y, al menos en la mitad de ellos, se han identificado trabajadores que requerirían dosimetría de cristalino. Sin embargo, sólo una minoría de estos estudios son suficientemente sistemáticos para permitir una clasificación de los trabajadores (A o B) según el nuevo Reglamento.

La dosimetría de delantal, que permite estimar la dosis en cristalino, se utiliza aproximadamente en un 25 % de los centros que han respondido.

Los SDPE de las centrales nucleares, en base a los niveles de exposición de sus trabajadores, han concluido que no requieren un control dosimétrico específico del cristalino y pueden realizar estimaciones a partir del dosímetro corporal.

Los SDPE que prevén ofrecer la dosimetría de cristalino, mayoritariamente tienen usuarios en la RI/CI. Dos de ellos ya disponen de un dosímetro específico, las prestaciones de los cuales se han estudiado en otra actividad del mismo proyecto CALIDOSIS. Otros dos SDPE prevén disponerlo en los próximos dos años.

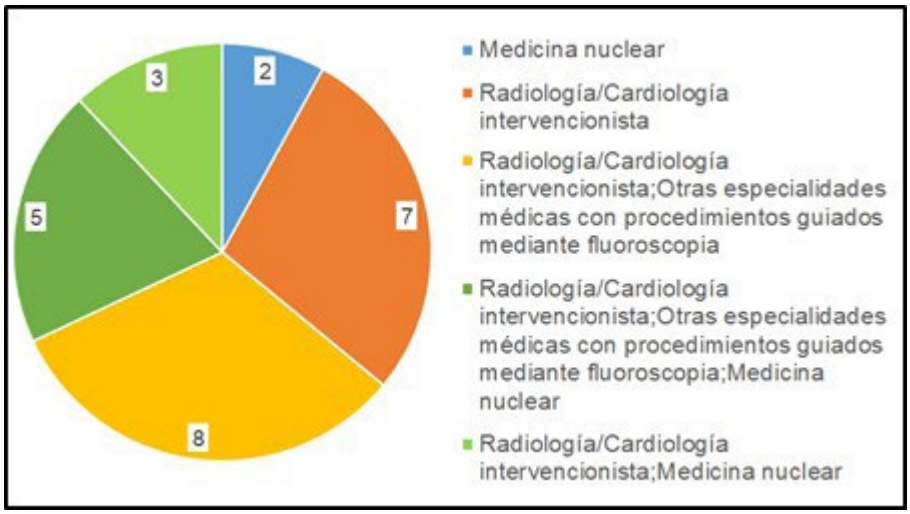


FIGURA 1: Especialidades médicas en las que los SPR han efectuado estudios de dosimetría de cristalino.

ESTUDIO DE LA RESPUESTA RADIOLÓGICA DE UN CONJUNTO DE DOSÍMETROS DE CRISTALINO DE ACUERDO CON LOS REQUISITOS DE LA NORMA IEC 62387

Cortés Balcells, A. (1); Camp Brunes, A. (1); Duch Guillén, M. A. (1); Ginjaume Egido, M. (1); Pereira Cuesta, S. ; Rueda Guerrero, D. (2); Villanueva Delgado, I. (2)
(1) Institut de Tècniques Energètiques–Universitat Politècnica de Catalunya; (2) Subdirección de PR Operacional–Consejo de Seguridad Nuclear

INTRODUCCIÓN

El Reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes ha reducido el límite de dosis equivalente para el cristalino en trabajadores expuestos, a 100 mSv en cinco años oficiales consecutivos y un máximo de 50 mSv en un año oficial.

El proyecto CALIDOSIS, llevado a cabo por la UPC y subvencionado por el CSN, tiene como objetivo analizar las implicaciones prácticas y reguladoras derivadas del nuevo límite.

Este trabajo describe una de las actividades del proyecto, el estudio de la respuesta radiológica en base a los requisitos de las normas IEC 62387 e ISO 14146, de un grupo de dosímetros de cristalino disponibles en España.

MATERIALES Y MÉTODOS

En el estudio se han analizado tres dosímetros de cristalino proporcionados por tres Servicios de Dosimetría Personal Externa españoles, basados en detectores termoluminiscentes y calibrados en unidades de equivalente de dosis personal $H_p(3)$.

Los dosímetros fueron irradiados en el Laboratorio de Calibración y Dosimetría de la UPC, acreditado por ENAC de acuerdo a la norma ISO 17025. Posteriormente, cada centro realizó las lecturas sin conocer las dosis ni calidades aplicadas, y reportaron los resultados para su análisis.

Las irradiaciones se realizaron con radiación fotónica y radiación beta, de acuerdo a las normas ISO 4037-3 e ISO 6980-3, y se evaluaron los siguientes parámetros:

- Estudio del coeficiente de variación en la respuesta (calidad S-Cs).
- Estudio de la linealidad en la respuesta (calidad S-Cs).

- Respuesta energética para irradiación normal (calidades N-20, N-40, N-60, N-80, N-100, N-200, N-300, S-Cs y RQR-6).
- Respuesta angular (calidades N-60 y RQR-6).
- Influencia de la respuesta cuando el dosímetro se irradia a 90° (calidad S-Cs).
- Respuesta para radiación beta, irradiación normal y a 60° (calidad $^{90}Sr/^{90}Y$).

RESULTADOS

En la TABLA 1 se resumen los resultados obtenidos, mostrando el rango de la respuesta media y la desviación típica relativa para cada centro. Los rangos incluyen todos los ensayos realizados, diferenciando entre radiación fotónica y radiación beta.

Rangos	Centro 1 (C1)	Centro 2 (C2)	Centro 3 (C3)
Respuesta para radiación fotónica	0.8 - 1.4	0.6 – 1.1	0.8 – 1.3
Desviación típica para radiación fotónica	0.6 % - 4 %	1.2 % - 7 %	0.8 % - 8 %
Respuesta para radiación beta	1.0 – 2.8	0.4 – 0.6	0.9 – 1.5
Desviación típica para radiación beta	2.5 % - 3.4 %	11 % - 20 %	4 % - 21 %

TABLA 1. Rangos de la respuesta y desviación típica de los participantes

Todos los centros han cumplido con los requerimientos de la norma IEC 62387 para radiación fotónica, pero ninguno ha cumplido totalmente los requisitos para radiación beta.

Los tres centros cumplen con los requisitos de la norma ISO 14146, que establece que el 90% de las estimaciones de la dosis deben situarse entre los límites de las denominadas 'curvas trompeta' (FIGURA 2).

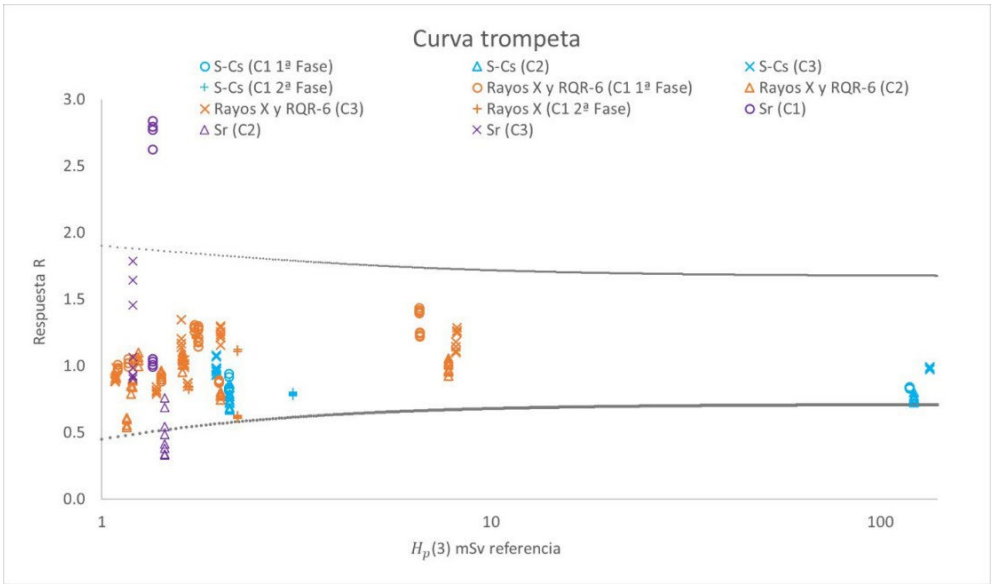


FIGURA 2. Resultado del análisis de la respuesta de todos los ensayos para los centros mediante las curvas trompeta

CONCLUSIONES

Los resultados del estudio permiten concluir que se dispone en España de diversos sistemas de medida de la dosis al cristalino cuya respuesta radiológica cumple con los requisitos de las normas IEC 62387 e ISO 14146.

Se han identificado algunas áreas de mejora en relación a la respuesta a la radiación beta y en particular a la respuesta angular para radiación beta.

CARACTERIZACIÓN DE NUEVOS DOSÍMETROS RESISTENTES A LA RADIACIÓN EN CONDICIONES FLASH CON ELECTRONES

Henao Isaza, A. M. (1); Lopez Paz, I. (2); Fleta, C. (2); Jimenez Venegas, M. (2); Heinrich, S. (3); Guardiola Salmerón, C. (2)
(1) IMB-CNM; (2) Instituto de Microelectrónica de Barcelona (IMB-CNM, CSIC); (3) Institut Curie–Centre De Recherche

En los últimos años una novedosa modalidad de radioterapia (RT) conocida como RT "FLASH" está revolucionando esta área de física médica. La RT FLASH consiste en administrar tasas de dosis ultra altas (> 40 Gy/s) en pulsos cortos (microsegundos). Diversos estudios in-vivo han demostrado que reduce de manera efectiva la toxicidad en tejidos sanos, manteniendo el control tumoral [1]. Sin embargo, uno de los principales desafíos es la medición precisa de la dosis: los detectores activos estándares presentan dificultades para operar en este régimen, mientras que los pasivos requieren un tiempo posterior para su análisis. Por ello, una dosimetría precisa y robusta es fundamental para la implementación clínica de la RT FLASH.

En este contexto, los dosímetros de estado sólido basados en semiconductores son una prometedora alternativa como dispositivos de QA. En particular, el carburo de silicio (SiC) es un candidato excelente debido a su alta resistencia a la radiación y su bajo coste en comparación con el silicio y el diamante, respectivamente. En el Centro Nacional de Microelectrónica (IMB-CNM, CSIC) hemos diseñado y fabricado nuevos sensores de SiC y, por primera vez, hemos estudiado su respuesta bajo condiciones FLASH en el Instituto Curie.

Los sensores están basados en un sustrato de 4'' de 4H-SiC con una capa epitaxial de 3 µm, diseñada para crear diodos ultradelgados. Fabricamos un diodo de 2.2 mm de diámetro (SiC-2mm) y una matriz de diodos 2×2 (SiC-array). En este trabajo, estudiamos sus respuestas utilizando haces pulsados de electrones de 7 MeV, con pulsos de 1 a 4 µs (Figura 1). Usamos aplicadores de varias longitudes, con diámetros de 30 a 120 mm para alcanzar rangos de dosis por pulso (DPP) de 1 a 19 Gy/pulso. Los valores de dosis de referencia se cuantificaron con un dosímetro PTW-flashDiamond y películas Gafchromic EBT-XD. Los resultados experimentales fueron validados mediante simulaciones Monte Carlo basadas en el código GATE.

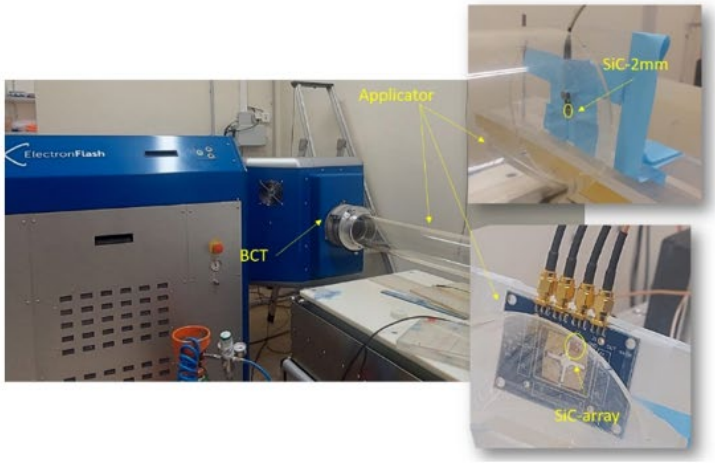


Figura 1. Izquierda: Imagen del ElectronFLASH LINAC en el Instituto Curie. Derecha: sensor de SiC-2mm (arriba) y sensor de SiC-array (abajo). Ambos sensores están posicionados al final del aplicador del haz y conectados a sus respectivos electrómetros.

Evaluamos la linealidad del SiC-2mm, que mostró una precisión superior al 4 % hasta al menos 10 Gy por pulso (Fig. 2, izquierda). Además, utilizamos por primera vez la matriz de SiC como demostrador de dosímetro pixelado. Los resultados demuestran la viabilidad de usar matrices de SiC para monitorizar las dosis (Fig. 2, derecha).

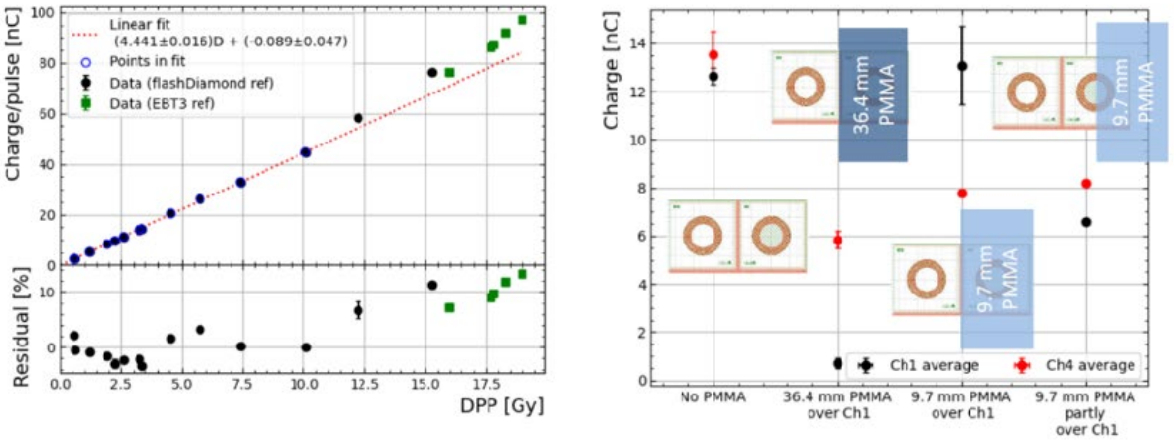


Figura 2. Izquierda: carga por pulso registrada en el SiC-2mm en función de la dosis por pulso. Derecha: carga colectada por el SiC-array en una de las configuraciones experimentales.

Actualmente estamos desarrollando una matriz de 400 diodos de SiC, así como su correspondiente electrónica de lectura multicanal, para crear el primer monitor de dosis para radioterapia FLASH que cubra hasta 20 cm de área sensible a la radiación.

REFERENCIAS

1 MC. Vozenin et al., Nat Rev Clin Oncol 19, 791–803 (2022).

2 C. Fleta et al., Physics in Medicine & Biology 69 (2024).

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE LUGARES DE TRABAJO CON CONDICIONES AMBIENTALES EXTREMAS (PROYECTO RADOSIS)

Moreno Baltà, V. (1); Font Guiteras, L. (1); Grossi, C. (2); Vargas Drechsler, A. (2)
(1) Universidad Autónoma de Barcelona; (2) Universidad Politécnica de Cataluña

INTRODUCCIÓN

En el marco del proyecto RADosis, sobre la aplicación de la ICRP 137 Parte 3 a la evaluación de dosis por radón en lugares de trabajo con condiciones extremas, se están llevando a cabo los estudios dosimétricos en cuatro lugares de trabajo (Figura 1). Así, con el fin de determinar los factores de conversión a dosis y poder compararlos con los especificados en la ICRP137 [1], se han realizado campañas de medida en continuo de la concentración del gas radón y de sus descendientes, así como de la concentración de aerosoles en los cuatro lugares de trabajo.



FIGURA 1. Lugares de trabajo analizados: dos antiguas minas convertidas en museos, una cueva turística y un balneario.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los distintos monitores utilizados (AlphaGUARD con AlphaPM de Bertin gmbh, EQF3220 de SARAD, BWLM-PLUS-2S de Tracerlab y 3007 CPC de TSI) han sido previamente caracterizados de forma exhaustiva en la atmósfera controlada de la cámara de radón del INTE. La determinación de los factores de conversión a dosis (en nSv/exposición) se ha realizado mediante la ecuación recomendada en la ICRP137, cogiendo los valores del factor de equilibrio (F) y de la fracción libre (fp) obtenidos experimentalmente en los lugares analizados en este proyecto.

RESULTADOS

Las medidas obtenidas en estos lugares de trabajo muestran variaciones significativas de los parámetros analizados, pudiéndose identificar distintos escenarios, que dependen, por ejemplo, del uso de la ventilación forzada o no, de si existe o no inversión térmica con el exterior, o simplemente de grandes variaciones diarias de los parámetros analizados, etc. Por ejemplo, en uno de estos lugares cuando la ventilación forzada está en funcionamiento, los niveles de radón son del orden de los 1000 Bq/m3 y aumentan hasta más de 10000 Bq/m3 al apagarla (FIGURA 2). En el caso de la concentración equivalente en equilibrio y de la concentración de partículas también varían entre 500 y 3500 Bq/m3 y entre 100 y 11000 partículas/cm3, respectivamente. Los valores medios de F y de fp varían en los rangos [0.13–0.50] y [0.17–0.50], respectivamente.

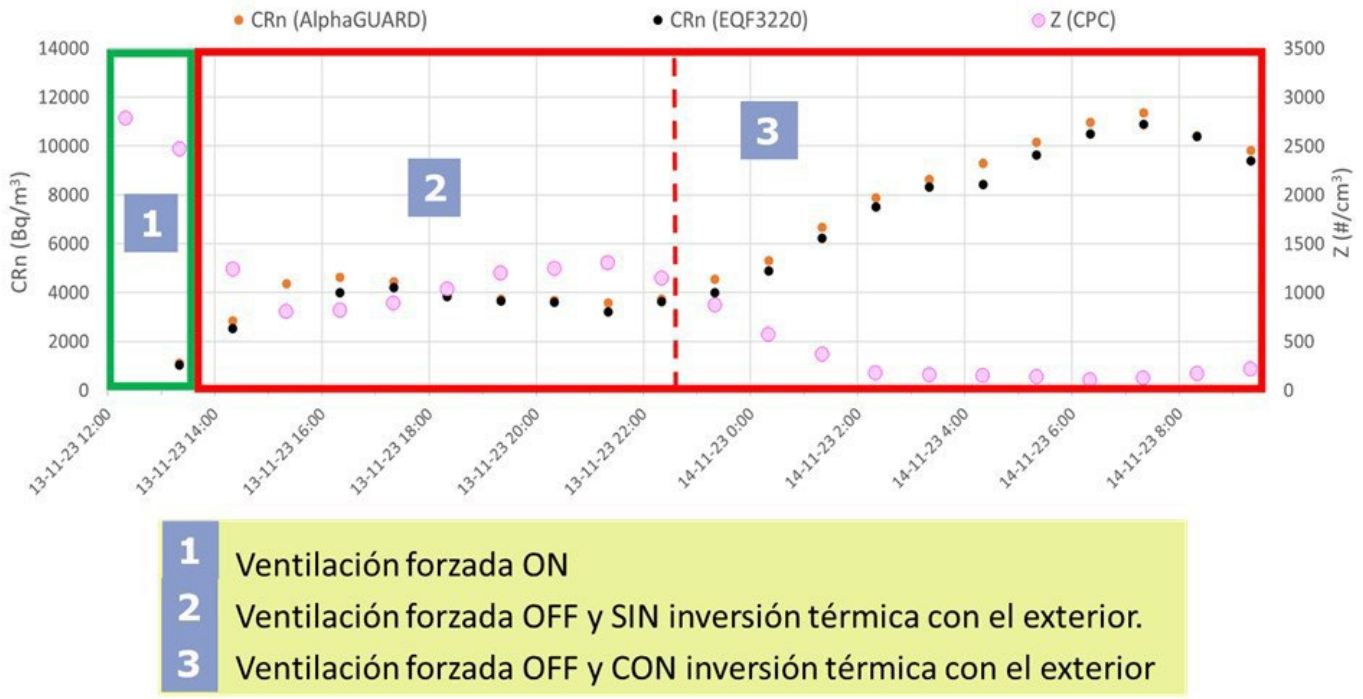


FIGURA 2. Niveles de radón y aerosoles que permiten identificar tres escenarios distintos en una de las minas-museo.

DISCUSIÓN

Para cada uno de los escenarios identificados se obtienen unos coeficientes de conversión a dosis que pueden diferir de forma muy significativa respecto al valor recomendado por la ICRP137, correspondiente al caso de únicamente conocerse la concentración del gas radón.

CONCLUSIONES

Estos estudios ponen de manifiesto la necesidad de realizar medidas detalladas de las concentraciones de los descendientes del radón y de los aerosoles en algunas situaciones reales.

REFERENCIAS

[1] ICRP, 2017. Occupational intakes of radionuclides: Part 3. ICRP Publication 137. Ann. ICRP 46(3/4).

EXACTITUD Y ESTABILIDAD DOSIMÉTRICA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN UTILIZADAS EN RADIOTERAPIA

Rodríguez Romero, R. (1); Liñán Rodríguez, P. M. (1); Torres López, M. (1); Montes Uruén, A. (1); Sánchez Rubio, P. (1); Pinto Monedero, M. (1); Perales Molina, Á. (1); Sánchez Jiménez, E. (1); Martínez Ortega, J. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro-Majadahonda;

INTRODUCCIÓN

Las cámaras de ionización (CI) son los detectores de referencia para establecer la dosis absorbida en haces de radioterapia externa (RTE) y la tasa de kerma en aire para fuentes radiactivas de Braquiterapia. Para garantizar la correcta administración de dosis a pacientes, es necesario verificar y/o corregir periódicamente el coeficiente de calibración asignado a cada una.

El objetivo de este trabajo es analizar los resultados obtenidos en verificaciones e intercomparaciones, la evolución temporal de los coeficientes de calibración asignados a cada cámara y modelo, así como evaluar la exactitud obtenida frente a auditorías dosimétricas externas.

MATERIAL Y MÉTODO

Se han analizado los resultados de un total 20 cámaras de ionización: 9 de PTW (4 Farmer, 2 Pinpoint 3D, 2 Roos y 1 cámara pozo), y 11 de Standard Imaging (10 Exradin A1SL y 1 cámara pozo).

Se obtuvieron los correspondientes factores de corrección por polaridad y saturación para cada cámara y haz de uso.

Las cámaras Roos fueron calibradas en el propio centro mediante calibración cruzada frente a una Farmer en un haz de 18 MeV.

Para las cámaras de PTW de RTE, se realizaron verificaciones utilizando las fuentes de Sr-90 junto con los adaptadores específicos de cada modelo, mientras que para las cámaras pozo se utilizó la propia fuente de Braquiterapia (Ir-192).

Se ha representado la evolución temporal de las desviaciones de las verificaciones e intercomparaciones obtenidas para cada cámara, además de comparar el coeficiente de calibración de cada modelo.

También se han evaluado los resultados de 4 auditorías postales: 2 realizadas por Centro Nacional de Dosimetría mediante detectores OSL, y 2 llevadas a cabo por el laboratorio de PTW empleando TLD-100.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las desviaciones del coeficiente calibración de las cámaras pozo obtenidas mediante verificación e intercomparación con Ir-192 fueron <0.6%.



Fig. 1. Comparativa y evolución de las desviaciones de verificaciones realizadas con Sr-90 e intercomparaciones para CI Farmer (a), Pinpoint 3D (b) y Roos (c); comparativa y evolución del coeficiente de calibración para CI Exradin A1SL (d), Farmer (e), y Pinpoint 3D (f).

Por el contrario, se observa mayor dispersión en las desviaciones observadas en las medidas de Sr-90, especialmente en cámaras cilíndricas (+3%) (ver Fig1a y Fig1b), que no se corresponde con las desviaciones obtenidas en las intercomparaciones (+1%). En el caso de las cámaras plano-paralelas, la dispersión es menor y se observa mayor concordancia (Fig1c).

Las gráficas de Fig1d, Fig1e, y Fig1f, muestran diferencias de coeficiente de calibración entre cámaras de un mismo modelo (5% en A1SL, 2% en 1 Farmer, y 3% entre Pinpoint 3D), así como la evolución.

Las diferencias encontradas en las auditorías son <2% salvo para los haces 10WFF y 15WFF, 6 MeV en 2022. La discrepancia en el caso de la cámara Exradin A1SL para Radixact puede deberse a que la cuba utilizada carecía de alojamiento específico para su posicionamiento.

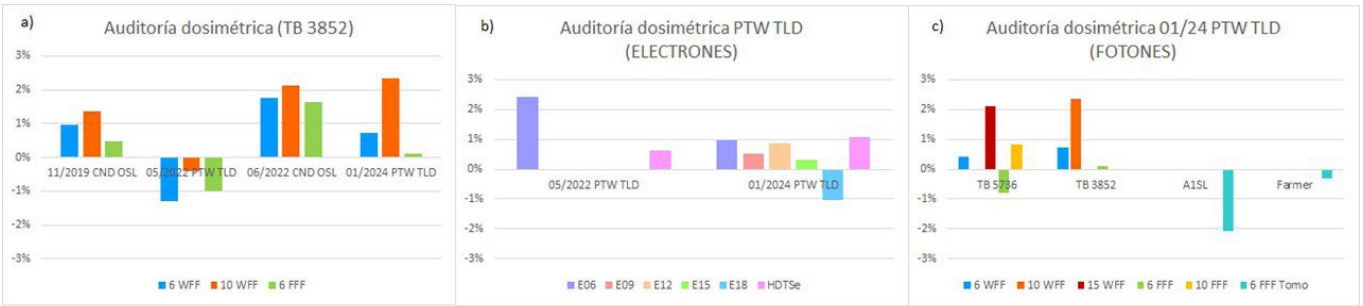


Fig. 2. Resultados de las auditorías dosimétricas realizadas: a) en distintas fechas a un mismo acelerador lineal Varian TrueBeam; b) para energías de electrones de un Varian Clinac 21EX y un TrueBeam, incluyendo la energía de alta tasa específica para irradiación de piel total; c) para energías de fotones de 2 aceleradores Varian TrueBeam y 1 Radixact (usando cámara Exradin A1SL y Farmer).

CONCLUSIONES

Las desviaciones observadas en las verificaciones con fuente radiactiva son similares a los resultados de intercomparaciones para las cámaras pozo y Roos.

Los resultados de intercomparaciones obtenidos muestran una buena exactitud y estabilidad de las cámaras con desviaciones <1%. Asimismo, los datos de las auditorías dosimétricas realizadas indican buena concordancia con discrepancias en la dosis absorbida inferiores a 2.5%.

DISEÑO, FABRICACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE UN DOSÍMETRO DE NEUTRONES BASADO EN DETECTORES CLYC PARA USO EN PROTONTERAPIA

Plaza Del Olmo, J. (1); Bachiller Perea, D. (1); Cano Ott, D. (1); García Pérez, J. (1); Martínez Pérez, T. (1); Lagares González, J. I. (1); Méndez Villafañe, R. (1); Mendoza Cembranos, E. (1); Pérez De Rada Fiol, A. (1); Villamarín Fernández, D. (1)
(1) Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT)

INTRODUCCIÓN

Durante los tratamientos de protonterapia, las interacciones de los protones con los tejidos y otros materiales circundantes generan neutrones secundarios. La medida de la dosis producida por estos neutrones es esencial para prevenir la aparición de cánceres secundarios en los pacientes. Para terapias tipo FLASH, que concentran una alta tasa de dosis en un intervalo de tiempo muy reducido, los dispositivos de medida deben ser además rápidos y capaces de registrar altas tasas de contaje.

Los detectores basados en el centelleador inorgánico Cs_2LiYCl_6:Ce (CLYC) poseen excelentes capacidades para distinguir el tipo de radiación incidente (gamma o neutrones). Además, son detectores más rápidos que los habituales basados en ^{3}He, lo que hace del CLYC un material interesante para este tipo de aplicaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha diseñado un nuevo dosímetro (WENDI-CLYC) a partir de un modelo comercial WENDI-II, sustituyendo su detector original de ^{3}He por un detector CLYC. Su sensibilidad ha sido simulada usando códigos Monte Carlo y caracterizado con fuentes intensas de ^{252}Cf y AmBe calibradas, obteniendo un buen acuerdo con las simulaciones.

Posteriormente se han realizado medidas en el centro de protonterapia de Quirón Salud, en tres modos diferentes y usando un detector WENDI-II como referencia: a) irradiación puntual con energía fija a 226 MeV (pristine beam), b) modo Pencil Beam Scanning (PBS) con energía de 73.4 MeV y c) PBS con 37 capas de energía entre 95 y 100 MeV para producir un Spread-Out Bragg Peak (SOBP).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En los tres tipos de medidas en el centro de protonterapia se obtuvieron valores compatibles de la dosis integrada para ambos dosímetros, y se observaron las mismas tendencias y dependencia de la dosis con el haz de protones. Sin embargo, el nuevo dispositivo basado en CLYC y conectado a un sistema de adquisición de altas prestaciones es capaz de resolver mucho mejor la estructura temporal de las irradiaciones, a niveles de milisegundos. Se ha comprobado también que la dosis integrada para cada capa de energía es proporcional a las unidades monitoras programadas para dicha capa, mostrando así que los dosímetros basados en CLYC son adecuados para registrar la dosimetría de neutrones secundarios.

CONCLUSIONES

Se ha diseñado un nuevo dosímetro de neutrones basado en un detector de tipo CLYC y se ha comparado su funcionamiento con un sistema equivalente comercial basado en ^{3}He. Se ha comprobado que ambos sistemas registran dosis de neutrones directamente correlacionadas con la estructura del haz de protones, pero tan solo el nuevo dispositivo permite resolver la estructura temporal de las irradiaciones. Por ello, este nuevo sistema tiene potenciales aplicaciones tanto en la monitorización como en la prevención de las dosis de neutrones recibidas por pacientes y personal de centros de protonterapia, así como herramienta auxiliar de diagnóstico de las condiciones del haz de protones. Además, la rapidez de este nuevo dispositivo hace que pueda ser adaptable y aplicable a tratamientos FLASH.

MEDIDAS PARA LA VALIDACIÓN DEL PROGRAMA NEREIDA EN EL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

Méndez Villafañe, R. (1); Núñez-Chongo, O. C. (1); Asorey, H. (2); Sidelnik, I. (2); Mayo García, R. (1); Carretero Cerrajero, M. (3); Suárez-Durán, M. (4)

(1) CIEMAT; (2) Centro Atómico de Bariloche, CNEA; (3) Universidad Carlos III de Madrid (UC3M); (4) Universidad de la Costa

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de instalaciones radiactivas que generan directa o indirectamente neutrones exige herramientas fiables para su diseño y licenciamiento. En este contexto surge el programa NEREIDA (NEutrones Rápidos para la Explotación de Instalaciones con Dispositivos Atómicos), financiado por el CSN en su convocatoria de proyectos de I+D+i. Mediante métodos de Montecarlo basados en Geant4, NEREIDA ofrece la capacidad de caracterizar una instalación a partir de sus planos y la definición de fuentes y materiales. Permite determinar los espectros neutrónicos y las magnitudes dosimétricas $H^*(10)$ y $H_p(10)$, en puntos de interés.

El Laboratorio de Patrones Neutrónicos del CIEMAT (LPN), referencia nacional en metrología neutrónica, se ha empleado para realizar la validación del programa, a través de la comparación de los resultados obtenidos con NEREIDA y los determinados con MCNP y con medidas experimentales empleando el espectrómetro de esferas de Bonner del LPN y monitores de área.

MATERIALES Y MÉTODOS

El LPN tiene dimensiones de 7,5 x 9 x 8 m^3 y paredes de 125 cm de hormigón (según recomendaciones ISO). Cuenta con fuentes neutrónicas de ^{252}Cf (5 GBq, 236 μg) y ^{241}Am-Be (185 GBq) almacenadas en una piscina de agua purificada de 1,5 m x 1 m de anchura y 1 m de profundidad.

Se han empleado simulaciones de la instalación basadas en MCNP, incluyendo tanto elementos de la bancada como un gran nivel de detalle en la descripción de las fuentes, para comparar con los modelos desarrollados por NEREIDA.

El LPN posee también un sistema de espectrometría mediante esferas de Bonner de rango ampliado, CIEMAT-BSS, que se ha utilizado para comparar con los resultados obtenidos con NEREIDA.

Por otro lado, se ha empleado NEREIDA para modelar el LPN tomando como referencia los planos constructivos en CAD. Las fuentes neutrónicas se han introducido a partir de los espectros recomendados por la norma ISO 8529-1 y para la definición de los materiales se han empleado los datos proporcionados por el laboratorio. Con este modelo se han determinado espectros y magnitudes dosimétricas en los puntos de interés.

RESULTADOS

Se han comparado los resultados de los espectros neutrónicos medidos con el CIEMAT-BSS y simulados con MCNP en el punto empleado en la calibración rutinaria de los equipos, a 115 cm de la fuente, con los obtenidos con NEREIDA. El estudio se ha ampliado a otros puntos de interés comparando las simulaciones con MCNP y NEREIDA para determinar los valores de H*(10) con los valores dosimétricos medidos con monitores neutrónicos calibrados.

CONCLUSIONES

Los resultados proporcionados por NEREIDA están de acuerdo con los obtenidos por el LPN mediante simulaciones MCNP muy detalladas y medidas con espectrómetros y monitores de área. De todo ello se desprende que este programa resulta adecuado para la caracterización de una instalación que cuente con fuentes neutrónicas y que puede ser una herramienta de interés tanto en la fase de diseño, como en la de licenciamiento.

ESTUDIO DOSIMÉTRICO QUE RESPALDA LA NECESIDAD DE IMPLEMENTAR UN DISPENSADOR ROBOTIZADO EN LOS SERVICIOS DE MEDICINA NUCLEAR

Garcia Apellaniz, N. (1); Manrique González, M. (1); Bartrés Salido, A. (1); Gómez López, Á. (1); Roteta Unceta Barrenechea, A. (1); Rodríguez Ortega, V. (1); Jauregui Larrea, I. (1); Cillero Etxebeste, I. (1); Erzilbengoa Izaguirre, M. (1)
(1) Hospital Donostia–Onkologikoa

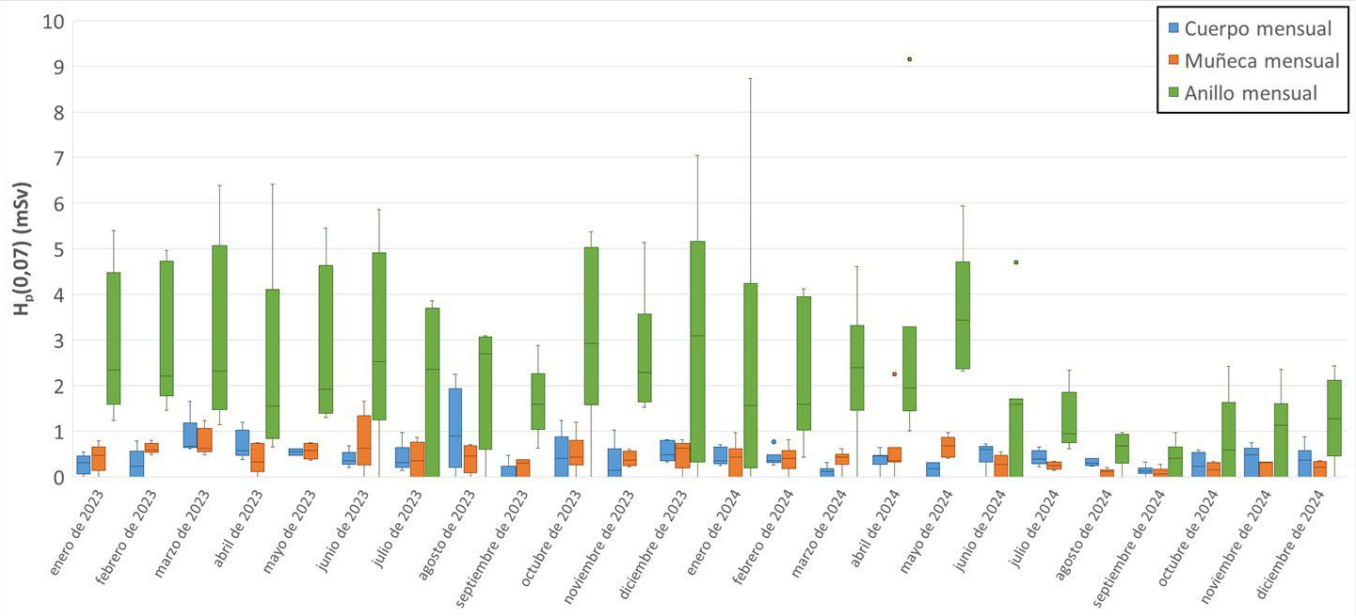
INTRODUCCIÓN

La automatización en la dispensación de radiofármacos ha demostrado reducir la exposición del personal a la radiación ionizante. Desde junio de 2024, el servicio de medicina nuclear de Onkologikoa ha incorporado un robot dispensador de 18F- FDG. Este estudio compara la exposición del personal en 2023 y 2024 con el fin de valorar si se ha observado una mejora en la protección radiológica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron las dosis equivalentes (Hp(0,07)) recibidas por siete miembros del personal en 2023 y 2024 mediante dosímetros de solapa, anillo y muñeca. Se evaluó el impacto del robot dispensador de FDG, incorporado en junio de 2024, en la exposición del personal a los isótopos 18F. La diferencia de dosis equivalente se evaluó usando el test Mann-Whitney U.

RESULTADOS



En la figura podemos observar la dosis equivalente media recibida por los trabajadores a lo largo de los 2 últimos años. La dosis equivalente media en cuerpo, anillo y manos antes de la incorporación del robot fue de 0,4 mSv, 0,5 mSv y 2,6 mSv, respectivamente; mientras que, tras su incorporación fue de 0,5 mSv, 0,2 mSv y 1 mSv.

DISCUSIÓN

Tras la implementación del robot, la dosis equivalente en anillo se redujo a más de la mitad. Está reducción también se observa en la dosis en muñeca. Ambas diferencias han mostrado ser estadísticamente significativas ($p << 0,01$). No se ha observado diferencias en cuerpo, tal y como era de esperar, ya que siempre se ha trabajado tras un blindaje.

CONCLUSIÓN

El uso del dispensador robotizado ha demostrado ser eficaz en reducir la exposición del personal a radiaciones ionizantes. Se recomienda la implementación de estos sistemas en todos los servicios de medicina nuclear para mejorar la seguridad y optimizar los procedimientos radiológicos.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL NO SANITARIA Y TRANSPORTE

CARNÉ RADIOLÓGICO DIGITAL. DESARROLLO E IMPLANTACIÓN.

Hernández Ferreras, E. (1); Calavia Gimenez, I. (1)
(1) Consejo de Seguridad Nuclear

El Carné Radiológico Digital (CRAD) supone la digitalización del documento individual de seguimiento radiológico que se viene utilizando en España desde el año 1990 como instrumento para el registro de datos, y en el cual se recogen los aspectos oportunos relativos al trabajador expuesto externo procedentes de la aplicación del sistema de protección radiológica.

El CRAD se enmarca dentro del plan de actuación en tecnologías de información y comunicación (TIC) del CSN, incorporando nuevas herramientas que hacen más eficiente la actividad del CSN, facilitando el cumplimiento de la normativa vigente por parte de las empresas externas y de las instalaciones lo que redunda y contribuye en una mejora de la seguridad nuclear y la protección radiológica, así como, acercando el CSN a sus usuarios y a la ciudadanía.

La migración del documento físico a un modelo en la nube presenta grandes ventajas para los usuarios, si bien el proceso de transición en el que ambos modelos van a coexistir presentan una serie de retos que ya han sido considerados y analizados para asegurar su abordaje de forma eficiente.

Los datos que va a generar el uso del CRAD van a permitir al CSN realizar análisis que anteriormente no eran posibles, permitiendo tener un mayor conocimiento de las particularidades del personal y empresas de contrata que prestan servicios en las instalaciones nucleares de España. Este conocimiento posibilitará la toma de decisiones basadas en datos, en materias tales como la supervisión y control del cumplimiento de las obligaciones de las empresas externas, optimización de los recursos del CSN. Se expondrán brevemente algunos casos de decisiones basadas en datos por parte del CSN.

IMPLICACIONES DERIVADAS DE LA ENTRADA EN VIGOR DE LOS NUEVOS COEFICIENTES DE DOSIS INTERNA EN LA VIGILANCIA OPERACIONAL DEL DESMANTELAMIENTO DEL LABORATORIO DE EMISORES α DEL CIEMAT

Noguerales Bartolomé, M. Del C. (1); Mora Cañadas, J. C. (1); Sanchez Boyer, L. (1); Garrido Delgado, G. (1); Gómez Leralta, A. (1); Vico Ocón, A. M. (1); González González, P. (1)
(1) CIEMAT

INTRODUCCIÓN

Los resultados de la caracterización radiológica realizada por el SPR del interior las cajas de guantes de IR-15A Laboratorio de Emisores α indicaron la presencia de contaminación superficial desprendible de emisores α (^{238}Pu, $^{239/40}$Pu y ^{241}Am) por encima de 40 Bq/cm^2. La pérdida de confinamiento de las cajas, durante su desmantelamiento, puede originar niveles de contaminación ambiental elevados debido a los bajos valores de los LDCA (Bq/m^3) de los isótopos involucrados. Durante los trabajos es imprescindible el seguimiento de la evolución de la contaminación ambiental y el establecimiento de los niveles de protección respiratoria que garanticen la protección de los trabajadores, ya sea con medidas en continuo o con toma de filtros ambientales y medidas en laboratorio. Los equipos utilizados para la detección de la contaminación ambiental deben cumplir el requisito de que su LD sea menor o igual que la mitad de la fracción LDCA a determinar.

Con la entrada en vigor prevista para el 8 de abril de los nuevos coeficientes de dosis internas tras a publicación de la Resolución del CSN de fecha 08/04/2024 y la aprobación el 16/01/2025 del documento CEN-PRR-24-01, Rev.0 en la que se establecen los nuevos valores de LIA Y LDCA para trabajadores ha sido necesario revisar cómo afectan los nuevos valores al establecimiento del programa de vigilancia de la contaminación ambiental establecido

EQUIPOS UTILIZADOS Y TÉCNICAS:

- Monitor de aerosoles de partículas Alfa/Beta, Ultra Energy SmartCAM con capacidad de medición espectral en tiempo real y discriminación de los descendientes del Radón/Torón.
- Muestreadores ambientales discretos MRV-0523CVHMF y F&J modelo DF-14ME).



Fig.1

RESULTADOS Y DISCURSIÓN

En la figura 2 se muestra la variación de los LDCA (formas químicas M y S) con la introducción de los nuevos coeficientes de dosis según el contenido de Pu y Am de las cajas de guantes de IR-15A .Los valores más bajos de LDCA son los de las cajas con mayor contenido en ^{238}Pu y $0^{239/40}$Pu, comprobándose para estos casos que el monitor de aerosoles de partículas alcanzaba el LD requerido asociado a las fracciones de LDCA

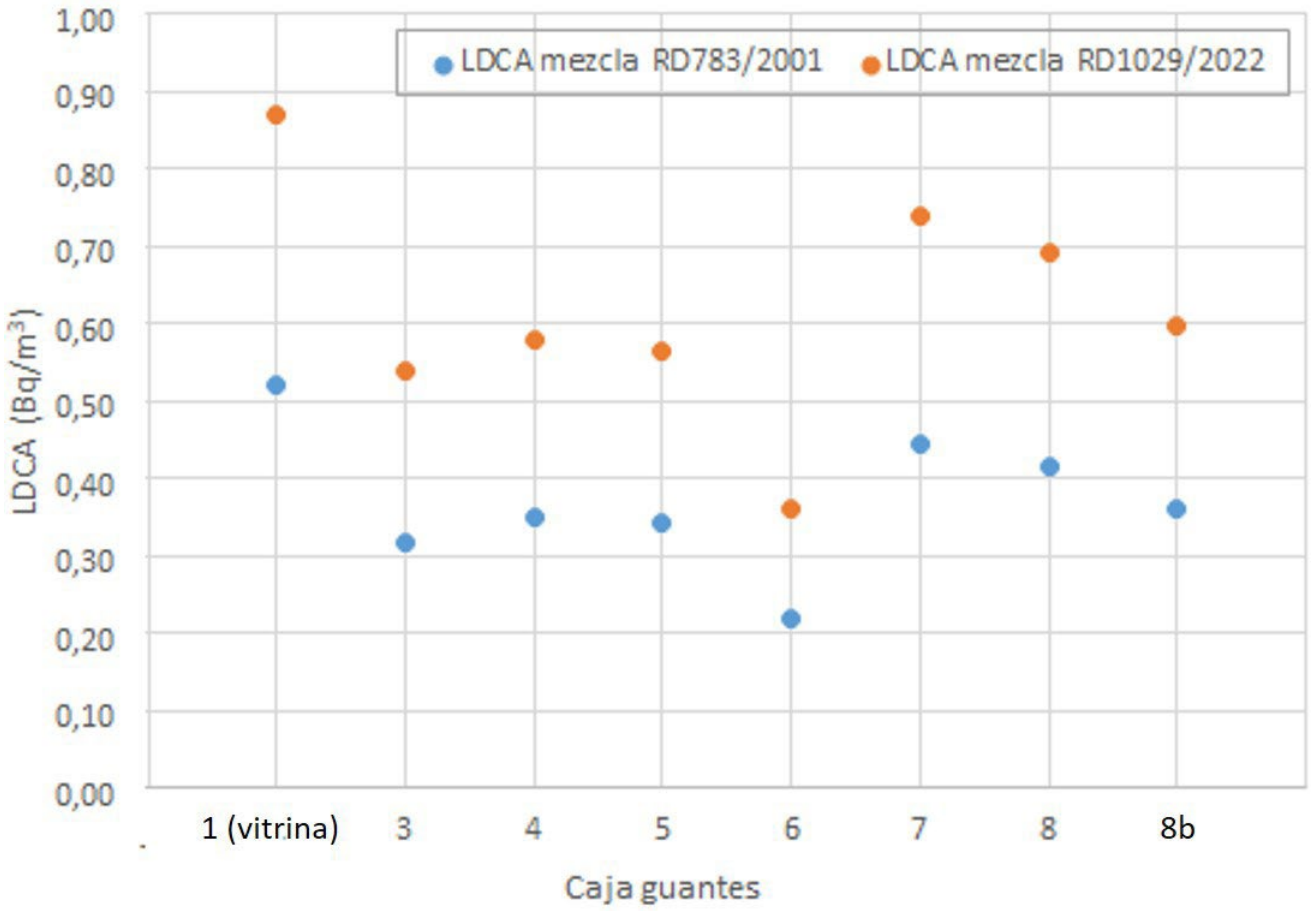


Fig.2

Es necesario destacar también que, aunque con la introducción de los nuevos coeficientes de dosis interna las formas químicas más restrictivas de los isótopos de Pu implicados en este desmantelamiento son los óxidos, los LD requeridos en este caso son más elevados que los LD más conservadores requeridos anteriormente.

CONCLUSIONES

- En los desmantelamientos en los que están implicados isótopos de plutonio y americio como es el caso de las cajas de guantes de IR-15A, la aplicación de los nuevos coeficientes de dosis interna conlleva que el LDCA de la mezcla resultante sea más elevado, lo cual facilita la vigilancia en continuo de la contaminación ambiental ya que los LD requeridos a los equipos de medida son también más elevados.
- Los LDCA de la mezcla Pu/Am varían significativamente con la fracción isotópica y el contenido en isótopos de Pu más restrictivos ^{238}Pu y $^{239/40}$Pu

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

ANÁLISIS DE LAS RECOMENDACIONES ICRP SOBRE REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

Alonso Alonso, A. (1); Alvarez García, A. (2); Lloret Llorca, M. (3); Medinilla Tellez, G. (1); Muñoz-Reja, C. (3); Recio Miranda, T. A. (1); Rueda Sánchez, S. (4); Vico Del Cerro, E. (4)
(1) WESTINGHOUSE; (2) CIEMAT; (3) ENUSA; (4) ENRESA

INTRODUCCIÓN

El documento de ICRP (Task group 98) "*Radiological Protection in Areas Contaminated by Past Activities*" propone un enfoque integrado de los riesgos de los trabajadores, del público y del medio ambiente, aplicando los principios del sistema de protección radiológica a la remediación de areas contaminadas. El grupo de trabajo 5 de PEPRI, una de cuyas líneas de I+D es la minimización de residuos radiactivos, ha realizado un análisis de este documento.

APLICACIÓN DE LOS PRINCIPIOS DE JUSTIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN

Las etapas de la remediación en situaciones de exposición existente son las siguientes: Reconocimiento y caracterización de la exposición, planificación, ejecución y vigilancia post-remediación.

ANÁLISIS DEL GRUPO 5 DE PEPRI

El reconocimiento de las situaciones de exposición implica el análisis de la información histórica teniendo en cuenta el marco legal y la identificación de partes interesadas *("stakeholders")*. La caracterización incluye una evaluación de la extensión de la contaminación y de las vías de exposición. Las medidas de campo y el diseño de un muestreo adecuado proporcionarán esa información. Las aproximaciones metodológicas de la familia MARSSIM (NUREG-1575) pueden, aunque su propósito original sea diferente, ser herramientas útiles al planificar la caracterización radiológica. Interesa también la obtención de datos no radiológicos (topográficos, hidrogeológicos, usos del terreno y contaminantes químicos entre otros).

La estimación del riesgo radiológico se realiza utilizando modelos de simulación. Uno de los mas utilizados debido a su facilidad de uso y a que dispone de distintas aplicaciones para público y biota es RESRAD. La validez de los resultados de cualquier modelo depende de la calidad de los datos que lo alimentan. La determinación de los parámetros específicos del emplazamiento, y la limitación de uso de parámetros genéricos a aquellos no disponibles y sobre los que el modelo sea sensible, es clave para mantener la incertidumbre de los resultados en un rango aceptable.

La aplicación del principio de justificación debe tener en cuenta además de la reducción de las dosis, el coste económico (incluendo el de la gestión de residuos) y el impacto medioambiental de la remedidación.

La optimización de la protección radiológica durante las etapas de planificación y ejecución incluye establecer niveles de referencia para el público (dosis efectiva), la biota y el terreno de acuerdo con el uso futuro previsto. Dependiendo de la efectividad de las soluciones para mitigar el aporte de contaminantes al medio ambiente si los residuos se inmovilizan, podría ser necesario trasladar una parte a un repositorio. Finalizada la ejecución será necesario evaluar el cumplimiento del criterio radiológico establecido.

CONCLUSIONES

Se recomienda considerar la participación temprana de los "stakeholders" en la estrategía de remediación.

La disponibilidad de parámetros específicos y la validez del inventario estimado será clave para la modelización de escenarios y para obtener evaluaciones de dosis realistas.

Durante la ejecucion de la remediación podría ser necesario extraer terreno residual. La mejora en la cuantificación de la concentración de actividad mediante medidas de campo permitirá optimizar el volumen de residuos radiactivos a gestionar.

DESARROLLO DE UN NUEVO PROCEDIMIENTO MATEMÁTICO PARA LA MEDIDA DEL COEFICIENTE DE DIFUSIÓN DEL RADÓN; APLICACIÓN A PASTAS DE CEMENTO CON MATERIAL RECICLADO

Castaño Casco, E. (1)
(1) Universidad de Huelva

INTRODUCCIÓN

Una de las estrategias más utilizadas para la reducción de emisiones de CO2 asociadas a la producción de cemento es el uso de materiales cementantes suplementarios. Sin embargo, muchos de estos son materiales radioactivos naturales, NORM por sus siglas en inglés, que son desechos industriales o subproductos que presentan radionucleidos naturales. La emisión de radón de este tipo de materiales, junto con la infiltración desde los cimientos de los edificios a través de estos materiales, son las principales fuentes de radón en interiores. El coeficiente de difusión de radón, D, es el parámetro que regula el transporte de radón a través de un material, por lo que desempeña un papel importante en el estudio de la mitigación de la acumulación de radón en interiores. Varias metodologías han sido desarrolladas para determinar D, pero pueden ser difíciles de aplicar. La norma ISO 11665-13 impone condiciones restrictivas al sistema experimental y requiere la aplicación de métodos numéricos. Por lo tanto, en este trabajo se ha desarrollado un nuevo algoritmo para complementar la norma ISO y facilitar su aplicación.

MATERIALES Y MÉTODOS

El algoritmo desarrollado resuelve las ecuaciones físicas que definen el problema de difusión y encuentra el valor de D que da los resultados que mejor se ajustan a los datos experimentales. Esto lo hace mediante la minimización de diferencias entre los resultados del código y las medidas experimentales, haciendo pruebas con distintos valores de D y cambiando su valor en la dirección que indican estas diferencias. El algoritmo ha sido validado interna y externamente, y ha sido probado en dos conjuntos de 7 pastas de cemento con diferentes cantidades de aditivos y tiempos de curado (2 y 28 días), lo que da como resultado un total de 14 muestras.

RESULTADOS

Para llevar a cabo la validación interna se aplicó la metodología de forma repetida sobre las mismas muestras y para la validación externa se compararon los resultados con materiales del mismo tipo encontrados en la bibliografía, encontrando buenos resultados en las dos validaciones. Las propiedades frente al radón de las pastas en función de sus propiedades técnicas se estudiaron para determinar su idoneidad como materiales de construcción y aislamiento frente al radón. El D de las pastas cambió en un orden de magnitud entre las que tenían un tiempo de curado de 2 días y las que tenían un tiempo de curado de 28 días, siendo estas últimas menos permeables al radón. Además, se produjo una disminución del D a medida que aumentaba el porcentaje de aditivo superplastificante, debido a la reducción de la porosidad de las pastas finales y a la reducción de la permeabilidad al radón.

CONCLUSIÓN

En conclusión, la metodología para la medida del coeficiente de difusión del radón se validó y aplicó satisfactoriamente. Además, se comprobó que diferentes características de la producción de las pastas de cemento, que influye en la microestructura final, pueden producir cementos, que contengan materiales NORM, con permeabilidades al radón lo suficientemente bajas como para ser utilizados como barrera contra el radón.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

CARBONO-14 EN CENTRALES NUCLEARES: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y RETOS

Gasca Calvo, C. (1); Ribas Goset, A. (1); Vega Vilanova, J. A. (2)
(1) C.N. Vandellós II; (2) ASOCIACIÓN NUCLEAR ASCÓ-VANDELLÓS II

El carbono 14 se genera en el refrigerante primario de las centrales de agua ligera por absorción neutrónica en el agua, principalmente, y es uno de los isótopos cuantificados en los efluentes emitidos por las plantas. Los modelos de estimación de dosis radiológicas a los trabajadores y miembros del público distinguen entre las formas químicas orgánicas e inorgánicas en las que se puede presentar -las más representativas son, respectivamente, metano y dióxido de carbono-. Al aplicar estos modelos se observa la importancia de este isótopo en el global de dosis a los miembros del público debido a su incorporación en la cadena trófica en su forma inorgánica (CO2). En el total de efluentes gaseosos puede llegar a representar más del 90% del total. En el global de emisiones, líquidos y gases, el C-14 puede alcanzar el 75% de la dosis total, si bien cabe remarcar que, en valor absoluto, representa un porcentaje menor del 1% del límite legal de dosis al público.

La mejora de las prácticas de gestión de los efluentes de las plantas nucleares han resultado en un notable decremento en la concentración de los radionucleidos vertidos al entorno. Como resultado de ello, en las últimas décadas, el C-14 se presenta como uno de los principales radionúclidos a tener en cuenta en las emisiones gaseosas de las centrales nucleares, adquiriendo así una importancia clave en la gestión de la protección radiológica al público, al trabajador y al medio ambiente. En CN Vandellòs II la unidad de PR ha trabajado conjuntamente con su Ingeniería específica con la finalidad de mejorar los métodos de muestreo y cuantificación de este isótopo para ajustar la estimación de actividad vertida al exterior.

En CN Vandellòs II se ha realizado un análisis detallado de la evolución de la concentración de C14 y se ha establecido un método para su cuantificación. A este método se le ha llamado Laminación de muestras y permite evaluar la evolución de la actividad de C-14 en el recinto del reactor en función de las distintas fases de la Recarga (apertura de la vasija, conexión con la piscina, apertura de equipos, etc.) en sus formas químicas. Se obtiene así una estimación realista de la actividad de C-14 vertida al exterior (del orden de 1E14 Bq/año por reactor).

El equipo de trabajo se plantea los siguientes retos futuros. Por una parte, profundizar en el conocimiento de la evolución en la concentración de C14 en sus formas orgánica e inorgánica en función de los estados operativos de la planta y del ciclo de combustible. Este punto es importante pues el impacto final en dosis está muy condicionado a la forma química en la que se encuentra el C-14. Por último, en los programas de vigilancia ambiental llevados a cabo conjuntamente con el CSN se ha constatado la dificultad de distinguir el impacto del C14 procedente de la operación de las centrales nucleares frente a la actividad natural.

CIENCIA CIUDADANA Y RADÓN EN LAS ESCUELAS DE CATALUÑA (RASCLET)

Grossi, C. (1); Campillo I López, F. (2); Sala Escarrabill, R. (3); Vargas Drechsler, A. (1); Pino Gonzalez, D. (1)
(1) Universitat Politècnica de Catalunya; (2) Fundació Hospital d'Olot i Comarcal de la Garrotxa; (3) CIEMAT

INTRODUCCIÓN

El Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) presentó el Mapa de zonificación por municipio de radón donde se definen las zonas de actuación prioritaria a nivel municipal. Algunos municipios de Cataluña, se encuentran en estas zonas donde se podrían encontrar concentraciones de radón en interior, en promedio anual, superiores al nivel de referencia actual de 300 Bq m-3.

La creación de la figura del referente de Salud MedioAmbiental Pediátrica (SMAP) está contribuyendo a tejer una red en Cataluña que facilita la implementación de programas de SMAP. Su coordinación con las escuelas y con el ámbito académico enriquece estos programas y facilita su evaluación desde una metodología científica.

Las acciones en el ámbito escolar permiten, además, educar a los estudiantes en el área de la salud medioambiental y promueven la creación de talentos científicos para una futura ciudadanía responsable y empoderada.

MATERIAL Y MÉTODOS

El proyecto piloto denominado RASCLET (Radon Awareness in Schools Community Learning Exposure Testing–Concienciación sobre el radón en las escuelas, pruebas de exposición en el aprendizaje de la comunidad), financiado con la ayuda ALECTOR23 de la Universidad Politècnica de Cataluña (UPC), quiere realizar medidas de la concentración de radón en 13 escuelas de Cataluña ubicadas en zonas de actuación prioritaria (FIGURA 1).

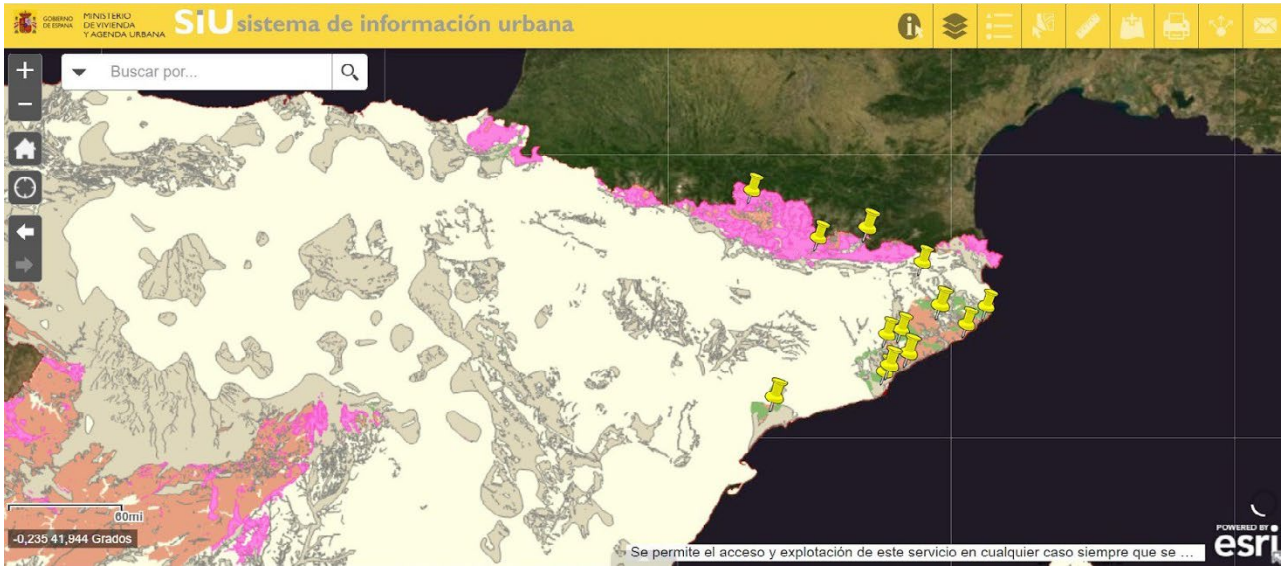


FIGURA 1. Sección del mapa del Riesgo de Radón con la localización de las 13 escuelas del proyecto RASCLET.

En cada escuela se utilizan 5 detectores de trazas pasivos, modelo Radtrak³© de Radonova (laboratorio acreditado con la ISO 17025).

Con el fin de evaluar tanto los niveles de conocimiento del alumnado previo y posterior a la experiencia, como los posibles

cambios en la percepción del riesgo del radón y su efecto en la realización de conductas de protección, se están realizando también encuestas online. Estas encuestas y sus resultados también servirán para medir el impacto social del programa, así como la satisfacción de los participantes con la experiencia.

El proyecto RASCLET se está desarrollando en diferentes fases:

1. Presentación del proyecto e implicación de los referentes SMAP;
2. Formación del profesorado;
3. Diseño del experimento por parte del alumnado de cada escuela con la supervisión del profesorado;
4. Recepción e instalación de 5 detectores en cada escuela siguiendo un protocolo para realizar las mediciones;
5. Cumplimentación de encuestas online por parte del alumnado al inicio y al final del proyecto;
6. Devolución de los detectores a la UPC después de 3 meses de exposición;
7. Análisis de los datos en una jornada multidisciplinar organizada en la UPC;
8. Difusión de los resultados con la sociedad y la comunidad científica.

RESULTADOS PREVISTOS Y CONCLUSIONES

Los resultados de las concentraciones medias encontradas en las diferentes escuelas de Cataluña se analizarán junto con los datos meteorológicos del Servei Meteorològic de Catalunya y de los mapas de exhalación de radón generados en el pasado proyecto traceRadon.

ESTUDIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA EL EQUIPO LIAC HWL: MEDIDAS DE ÁREA CON GIRO DE GANTRY

Oliver Cañamás, L. (1); Quilis Sebastià, C. (2); Camacho López, C. (2); Velasco Fernández, C. (2); Mosquera Cereijo, I. (2); García Costa, B. (1); Santos Serra, A. (1); Díez Domingo, S. (2)

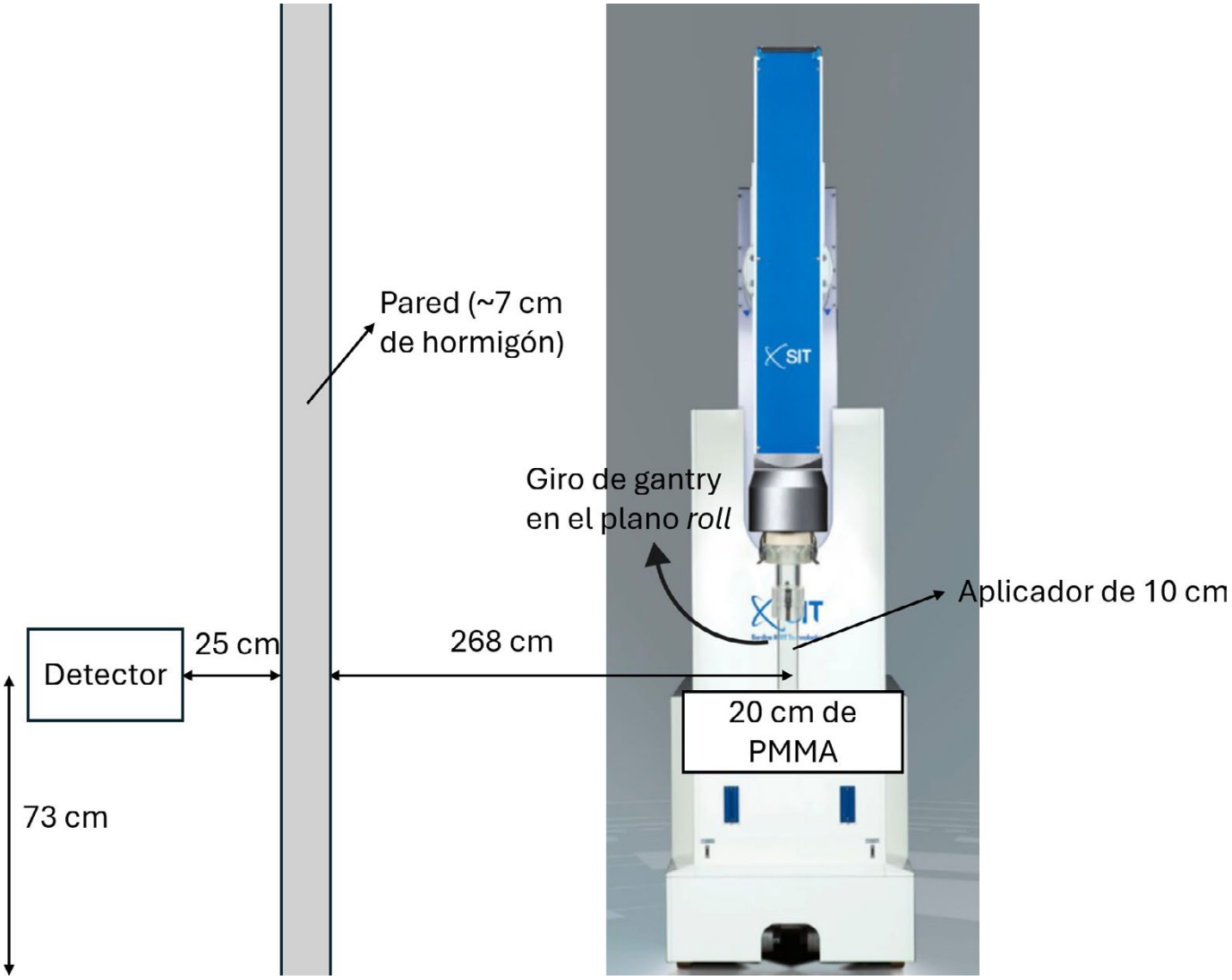
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón; (2) Hospital Clínico Universitario de Valencia

INTRODUCCIÓN

La incorporación de aceleradores móviles en la radioterapia intraoperatoria (RIO) elimina los problemas logísticos asociados al traslado del paciente hasta el acelerador para irradiar el lecho quirúrgico, favoreciendo así un mayor uso de esta técnica. En el caso del LIAC HWL (Sordina IORT Technologies, Vicenza, Italia), según las especificaciones del fabricante, a una distancia de 3 m de la salida del haz, en el plano del paciente y tras una pared de espesor 7 cm de yeso, se cumple que los niveles de radiación son inferiores a 0,2 µSv por Gy administrado. Por otro lado, en la circular 2/2022 de Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) se establece como valor de referencia para la tasa de dosis promediada en una hora ($TADR_H$), el límite recogido en el documento NCRP-151 (20µSv/h). El objetivo de este trabajo es, tanto verificar que se cumplen las especificaciones del fabricante, como caracterizar la $TADR_H$ para diferentes giros de gantry.

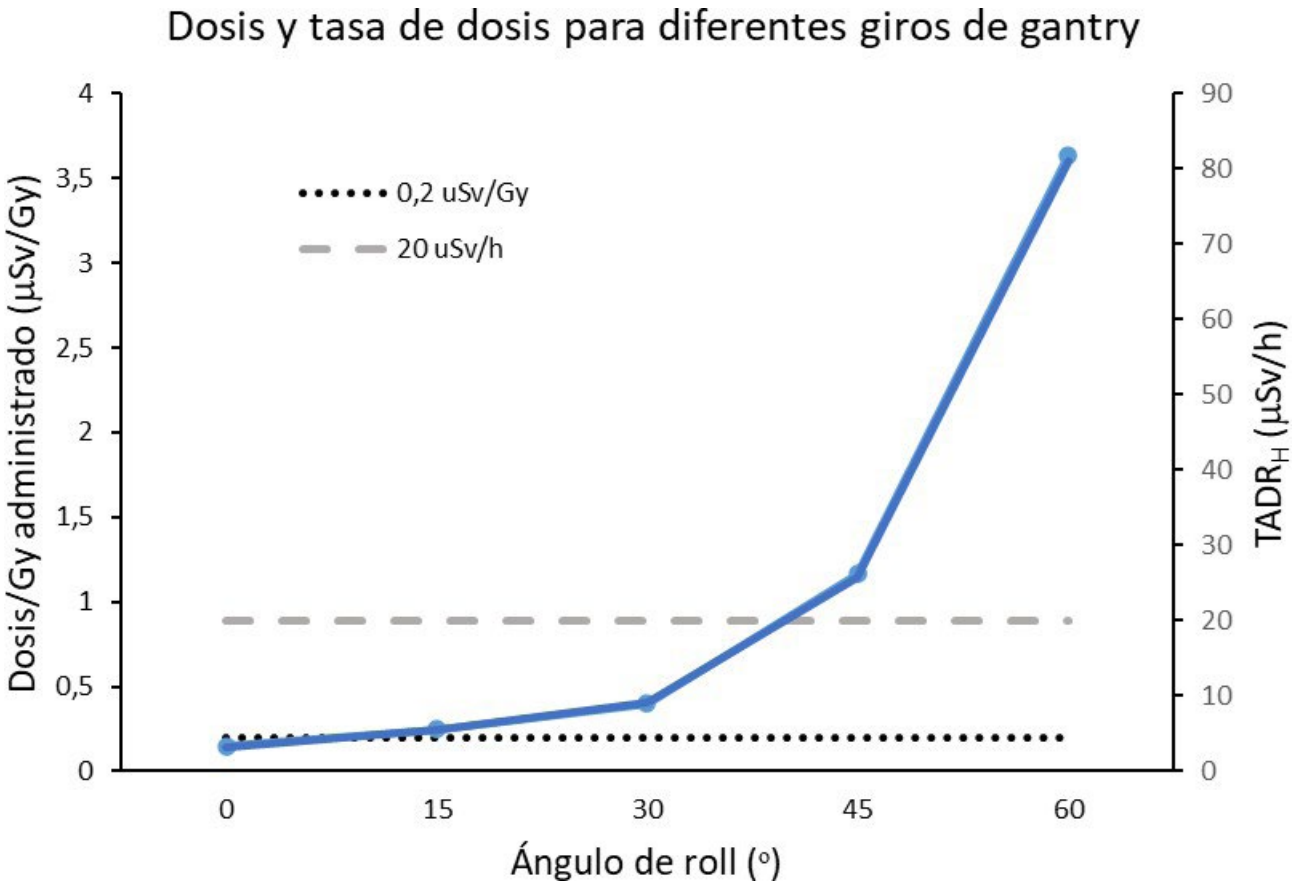
MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se realizaron en el Hospital Clínico Universitario de Valencia. Se utilizó un detector Fluke-451P (Fluke Biomedical, Washington, EU) calibrado para una energía de 2 MeV. Se realizaron medidas para la energía de 12 MeV y el aplicador de diámetro 10 cm, asumiendo que este es el caso más desfavorable en cuanto a protección radiológica. El montaje experimental se muestra en la Figura 1. Se registraron diferentes medidas de dosis acumulada y de tasa de dosis para diferentes giros de gantry en el plano roll. El pitch se mantuvo a 0° durante las medidas. Cuando se realiza un giro en el plano roll se modifica la distancia de la salida del haz al detector, por lo que se han escalado las medidas correspondientemente para que todas sean equivalentes a una distancia de 3 m. La $TADR_H$ se ha calculado para un tratamiento en el que se administraran 20 Gy, teniendo en cuenta que en este caso la duración del disparo serían 45s.



RESULTADOS

En la FIGURA 2 se muestran los resultados obtenidos, tanto de la dosis medida por Gy administrado como de la $TADR_{H'}$. Se representan también los valores con los que se comparan: 0,2 µSv/Gy y 20 µSv/h respectivamente.



DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran que los niveles de dosis especificados por el fabricante no se cumplen para angulaciones de gantry próximas a 15° y superiores, las cuales, según la experiencia clínica, son frecuentes en esta técnica. Por otro lado, los niveles observados en la TADR$_H$ para angulaciones próximas a 45° y superiores superan los valores de referencia para

público general indicados en la circular 2/2022 del CSN.

CONCLUSIÓN

Los niveles de radiación en el plano del paciente aumentan considerablemente con el giro de gantry, superando las especificaciones establecidas por el fabricante. En la adecuación de quirófanos y el cálculo de blindajes para estos equipos debe tenerse en cuenta la TADR$_H$, así como considerar las angulaciones más desfavorables en cuanto a protección radiológica utilizadas en la práctica clínica.

REVISIÓN DE LOS PROCEDIMIENTOS DE TOMA Y PREPARACIÓN DE MUESTRAS PARA MEDIDA DE LA RADIACTIVIDAD AMBIENTAL (CSN INT-04.07)

Trinidad Ruiz, J. A. (1)
(1) Consejo de Seguridad Nuclear

INTRODUCCIÓN

Entre 2002 y 2009 el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) publicó la serie INT-04.07 que desarrollaba los procedimientos de toma de muestras y su preparación para la determinación de radiactividad ambiental, a aplicar por aquellos organismos responsables dentro de la Vigilancia Radiológica Ambiental.

El CSN, atendiendo a su política de proporcionar a los usuarios unos procedimientos actualizados que respondan a la evolución de la técnica, las normativas internacionales y la experiencia acumulada por los usuarios, decidió formar un Grupo de Trabajo

externo al CSN que, coordinadamente con la Subdirección de Protección radiológica Ambiental, revisara los documentos contenidos en esta serie.

MÉTODOS

La revisión de estos procedimientos se ha desarrollado partiendo del texto original y realizando una serie de encuestas, ampliamente distribuidas en nuestro país, para conocer el estado del arte en la aplicación de estos documentos, así como pidiendo sugerencias de mejora y descripción de puntos débiles. También se revisó la documentación internacional más relevante aparecida desde el momento de la publicación de los documentos. Toda esta información, junto con la experiencia de los miembros del grupo de trabajo, dio origen a una colección de siete nuevos documentos que, después de ser sometidos a un doble proceso de comentarios y presentación en varios foros, incluido un curso organizado por la SEPR, están en fase de publicación por el CSN.

RESULTADOS

El resultado general es que está en fase de publicación una nueva colección de documentos técnicos. Como resumen de las principales actualizaciones realizadas: Se han realizado una serie de cambios generales en la terminología, se han integrado documentos, principalmente aquellos referentes al muestreo con los de preparación y conservación, se ha reforzado el desarrollo del plan de muestro y del control de calidad en el muestreo; además de una serie de cambios específicos para cada matriz. Estos documentos se han completado con uno nuevo, referente al muestreo y preparación de muestras orgánicas.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La revisión de estos documentos ha resultado exhaustiva, considerando la documentación normativa y procedimental existente, e integrando la experiencia de los principales actores en los procesos de muestreo y preparación de muestras en nuestro país.

Como resultado, el CSN tiene en proceso de publicación unos procedimientos robustos, chequeados y aplicables, los cuales serán puestos a disposición de todas las partes interesadas, tanto organismos públicos y privados interesados en el tema, a través de comunicaciones directas, como a toda la ciudadanía a través de la página web del CSN.

Esta revisión contribuirá a que el muestreo y preparación de estos tipos de matrices se realice de manera correcta, eficaz, reproducible, sistemática, controlada y comparable. Y pone el foco en varios temas que deben ser tratados en el futuro

próximo, como por ejemplo la incertidumbre del muestreo. Por todo ello, se considera que estos nuevos documentos contribuirán a incrementar, no solo la calidad de los resultados analíticos obtenidos, sino también su representatividad, lo que favorecerá una mejora en la toma de decisiones.

PLANES DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL EN EMERGENCIA EN CENTRALES NUCLEARES: COMPARATIVA, CONVERGENCIA Y RETOS

Castillo Tortosa, F. J. (1); Ozores Díez, P. (1); Trinidad, J.a. (1); Ortiz, A. (1); , Herbella Blázquez, M. (1); Martínez Vivas, P. (1); Rey Del Castillo, C. (1); Luque Heredia, S. (1); Simón Cirujano, I. (1);
(1) Consejo de Seguridad Nuclear / Subdirección de Protección Radiológica Ambiental (CSN, SRA)

INTRODUCCIÓN

El Programa de Vigilancia Radiológica en caso de Emergencia (PVRE) en centrales nucleares (CCNN) es un procedimiento que establece la metodología de vigilancia radiológica ambiental en el entorno de las CCNN en caso de emergencia, tanto en fase inicial como en el medio y largo plazo, activándose en caso de liberación al exterior de las CCNN de material radiactivo. Su objetivo es obtener información útil para la protección de las personas y el medioambiente en caso de emergencia.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizará un análisis de los PVRE tanto a nivel nacional como internacional, comprobando las diferencias metodológicas existentes para a los diferentes estados operacionales en CCNN en general y sus emplazamientos.

RESULTADOS

Se presentarán las características principales de los PVRE: la distancia máxima con respecto a la CN considerada, la existencia (o no) de itinerarios predefinidos de muestreo por sector afectado, el uso de herramientas de geolocalización para identificación de puntos de muestreo, o el tipo de muestras a tomar y análisis a realizar sobre las mismas, entre otros.

Con este estudio se tratará de identificar las "buenas prácticas" y el estado del arte en materia de PVRE.

Asimismo, se identificarán los retos a los que se enfrentan este tipo de programas que se presentan en función de los diferentes parámetros estudiados.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El objetivo último de este estudio es el de proponer las bases conceptuales de los PVRE, a fin de que la respuesta ante emergencias en los aspectos de vigilancia radiológica ambiental sea coherente, eficaz y homogénea, aunque atendiendo a las características únicas de los emplazamientos.

COMPARATIVA DE DETECTORES EN LA DETERMINACIÓN SIMULTÁNEA DE 89SR Y 90SR MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE CENTELLEO LÍQUIDO Y REGRESIÓN PLS

Fons Castells, J. (1); Rozas Guinea, S. (2); Tarancón Sanz, A. (1); Idoeta Hernandorena, R. (2); Tent Petrus, J. (1); Herranz Soler, M. E. (2); Rigol Parera, A. (1)
(1) Facultat de Química (UB); (2) Escuela de Ingeniería de Bilbao (UPV/EHU)

INTRODUCCIÓN

Entre los posibles radionucleidos liberados en situaciones de emergencia nuclear, se encuentran el ^{89}Sr y el ^{90}Sr. A pesar de tratarse de emisores beta, su radiotoxicidad es relativamente elevada puesto que se incorpora en los huesos debido a su similitud con el calcio, lo que los convierte en objetivo en los planes de vigilancia radiológica.

Para lograr la determinación de isótopos de Sr existen distintos métodos, entre los que destacan: la medida, mediante distintas técnicas radiométricas, a distintos tiempos después de su separación, la evaluación de la radiación Cherenkov con posterior medida por centelleo líquido, o la determinación por ICP-MS. Si bien éstos son métodos válidos, adolecen de inconvenientes como: requerir largos tiempos de espera, inmediatez en la medida o equipos muy costosos, no siempre disponibles en laboratorios de medidas de radiactividad.

Una técnica que se ha demostrado válida para la determinación de varios radionucleidos mediante una única medida es la deconvolución de espectros de centelleo líquido por regresión de mínimos cuadrados parciales (LSS-PLS). Sin embargo, esta técnica puede ser muy dependiente del detector utilizado. Por este motivo, en el presente trabajo se ha evaluado la capacidad de dos espectrómetros de centelleo líquido, 1220 Quantulus™ y Hidex 300 SL, para proporcionar espectros viables que permitan la determinación simultánea de ^{89}Sr y ^{90}Sr mediante LSS-PLS.

MATERIAL Y MÉTODOS

Con el fin de calibrar los modelos PLS, se ha preparado un conjunto de patrones considerando ^{90}Sr (en equilibrio secular con ^{90}Y) y ^{89}Sr, contemplando tres niveles de actividad y replicados. Para comprobar la validez de los modelos PLS se han preparado también mezclas de estos radionucleidos. Tanto patrones como muestras se han medido en los dos detectores, Hidex y Quantulus.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La eficiencia de detección para la mezcla ^{90}Sr/^{90}Y se ha evaluado en 205,7 ± 9,8 % y 196,7 ± 2,1 % para los detectores Hidex y Quantulus, respectivamente. Cabe destacar que se considera la presencia de dos radionucleidos, por lo que se esperan eficiencias alrededor del 200 %. Para ^{89}Sr, donde las muestras tan sólo contienen este radionucleido, se han reportado eficiencias de 99,9 ± 6,3 % y 96,2 ± 2,2 % para Hidex y Quantulus, respectivamente. De estos resultados se desprende que, a pesar de que las eficiencias son parecidas para los dos detectores, la eficiencia es ligeramente superior para Hidex. Sin embargo, la incertidumbre asociada a ésta es mucho mayor para Hidex.

Se han observado también diferencias en la forma de los espectros, siendo las más significativas: una mayor sensibilidad a bajas energías de Hidex, así como un desplazamiento hacia altas energías de Hidex respecto a Quantulus. (Figura 1)

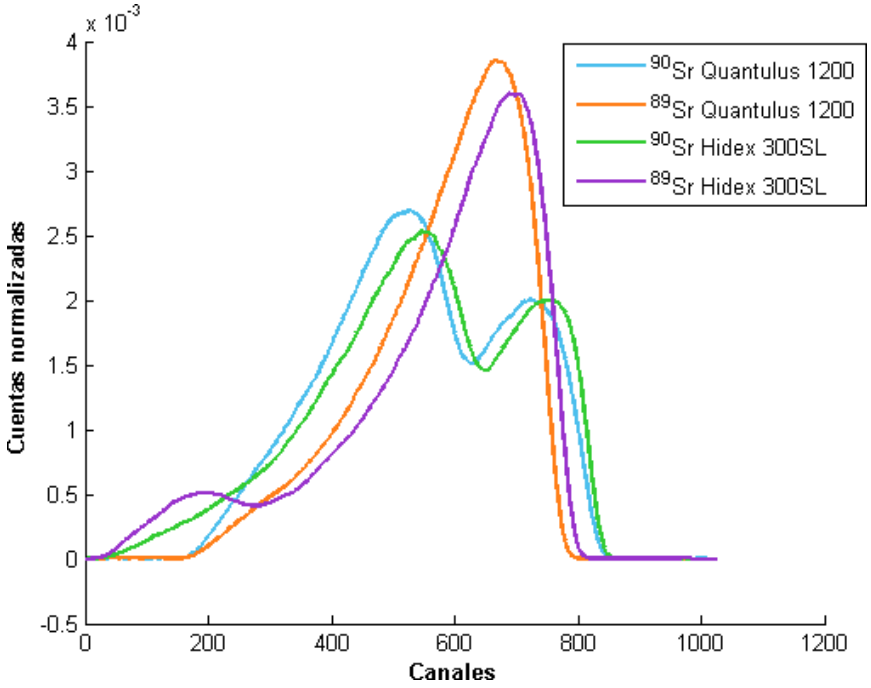


FIGURA 1. Espectros normalizados de 90Sr en equilibrio con 90Y y de 89Sr para 1220 QuantulusTM y Hidex 300 SL.

CONCLUSIONES

Como era de esperar, el diferente comportamiento de los dos equipos impide compartir las calibraciones entre instrumentos.

Sin embargo, usando la calibración adecuada al equipo, se han cuantificado mezclas de $^{90}Sr/^{90}Y$ y ^{89}Sr con errores inferiores al 10 %.

¿PUEDE LA APROXIMACIÓN OSPAR APLICARSE EN UNA EVALUACIÓN RADIOLÓGICA AMBIENTAL INTEGRADA PARA HUMANOS Y BIOTA EN ECOSISTEMAS MEDITERRÁNEOS?

Escribano, A. (1); Guillén Gerada, J. (2); Real Gallego, A. (1)
(1) CIEMAT; (2) Universidad de Extremadura

INTRODUCCIÓN

Con el fin de evaluar el impacto radiológico en los seres humanos y la biota de forma integrada, se investiga la posibilidad de utilizar la aproximación desarrollada por OSPAR (Convenio para la Protección del Medio Marino del Atlántico Noreste) para derivar un criterio en la evaluación ambiental de cribado para personas y biota, en forma de concentraciones de actividad de referencia en el medio.

METODOLOGÍA

La aproximación OSPAR, centrada en el medio marino, se basa en la obtención de una concentración de actividad de referencia para cada radionucleido (C_{DL}), a partir del criterio del límite de dosis para el público (1 mSv), teniendo en cuenta todas las vías de exposición para la persona representativa. Esta concentración se emplea posteriormente en la evaluación de impacto radiológico en la biota, obteniendo así las tasas de dosis a la que estaría expuesta (E_{biota}), las cuales se comparan con el límite inferior de los DCRL (*Derived Concentration Reference Levels*) definidos por la ICRP. Si la tasa de dosis estimada para la biota es mayor que el límite inferior del DCRL, se calcula un factor de corrección que se aplica a la concentración de actividad inicial (C_{DL}), obteniendo así una concentración de actividad de referencia para cada radionucleido (C_{ref}).

Este trabajo adapta la aproximación OSPAR a los radionúclidos vertidos por instalaciones nucleares que pueden afectar a ecosistemas acuáticos (marino y agua dulce) y terrestres. Se han tenido en cuenta las vías de exposición relevantes descritas en la publicación RP 129, y las características propias de España para la persona representativa (datos sobre hábitos alimenticios españoles), utilizándose los coeficientes de dosis reportados por la ICRP para niños de 1 y 10 años y adultos. Para estimar las tasas de dosis de exposición de la biota se ha empleado la herramienta ERICA.

Los valores de concentración ambiental, medidos o modelizados, para cada radionucleido, y representativos del área de influencia de la instalación evaluada, se comparan con el valor conservador C_{ref}/10 para cada radionucleido acorde con el límite de dosis efectiva total (0,1 mSv/año) fijado por el CSN para las instalaciones nucleares. Si la concentración ambiental supera C_{ref}/10, dado que se trata de una metodología genérica o de cribado, será necesario realizar una evaluación de dosis a la biota más detallada.

RESULTADOS

Las concentraciones de actividad medidas en el PVRA (Red de vigilancia en el entorno de instalaciones) en el periodo 2017- 2021 son inferiores a los valores estimados C_{ref}/10, por lo que se puede concluir que no existe un impacto radiológico significativo para los seres humanos o la biota.

CONCLUSIONES

La aproximación de cribado proporciona un enfoque integrado para la protección del público y el medio ambiente debido a la operación normal de una instalación y es coherente con las recomendaciones internacionales sobre protección radiológica.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido realizado dentro del proyecto “Regulación de la Evaluación del Impacto Radiológico Ambiental”, financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear en la Convocatoria de I+D+i de 2021.

ESTUDIO EXPERIMENTAL DEL TRANSPORTE DE GAS RADÓN POR LIXIVIACIÓN EN BALSAS DE RESIDUOS FOSFATADOS

Trull-Hernandis, C. (1); Ramos-Rey, M. (1); Moreno-Ramón, H. (2); Lidón, A. (3); Juste, B. (1); Sancho, M. (1)
(1) Instituto Universitario de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM), Universitat Politècnica de València; (2) Departamento de Producción Vegetal, Universitat Politècnica de València; (3) Instituto Universitario de Ingeniería del Agua y del Medio Ambiente, Universitat Politècnica de València

Las industrias de fertilizantes generan residuos fosfatados que suelen almacenarse al aire libre en balsas de vertidos y pilas de acopios, suponiendo un riesgo de contaminación medioambiental. La presencia de radionucleidos de la cadena de desintegración del uranio en estos residuos es una fuente generadora de radón, gas identificado como la segunda causa de cáncer de pulmón en el mundo según la OMS. Los lixiviados causados por las lluvias o aguas subterráneas que estén en contacto con los residuos fosfatados pueden liberar radionucleidos como radón y radio en las aguas, posibilitando su transporte y pudiendo derivar en exposiciones potenciales para la población y para los ecosistemas del entorno. Este trabajo se centra en analizar a escala de laboratorio el transporte de radón por lixiviación en suelos contaminados con residuos fosfatados.

Se dispone de columnas de lixiviación en una configuración equivalente a las balsas de residuos fosfatados: suelo con una capa superior de residuo fosfatado (Figura 1). Se estudian dos tipos de textura de suelo (arenoso y franco). En ambos casos, se ensayan simultáneamente la configuración de la Figura 1 y una columna análoga sin capa de residuo (blanco). Se realizan riegos de agua y extracción de lixiviados, a través de la válvula de descarga, en distintos intervalos de tiempo, para medir su actividad mediante un detector de centelleo líquido Hidex 600SLe.

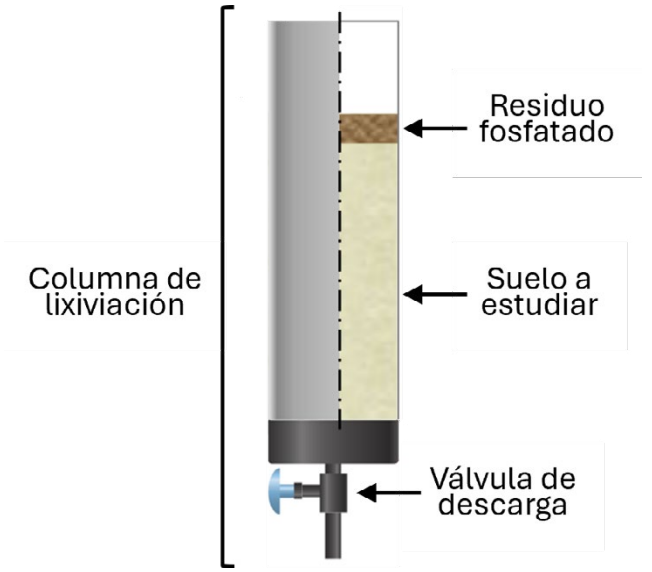


FIGURA 1. Esquema columnas de lixiviación.

Asimismo, se mide la característica edáfica de tasa de permeabilidad de cada tipo de suelo utilizado con un infiltrómetro de disco portátil.

Las tasas de infiltración de los suelos arenoso y franco medidas son de 327.24 y 35.64 mm/h, respectivamente. Durante el riego se observa que el agua percola inmediatamente a través del suelo arenoso, comportamiento coherente con una mayor tasa de infiltración, que no se observa para el suelo franco. La TABLA 1 presenta los resultados de concentración de radón de las muestras de agua lixiviada de las columnas para cada tipo de suelo en su configuración correspondiente.

TABLA 1. Resultados de lixiviación.

$[Rn]_{lixiviados}$ (Bq/L)					
Suelo arenoso			**Suelo franco**		
t(h)	Blanco	Balsa	t(h)	Blanco	Balsa
0	1.02	1.03	72	1.02	3.09
72	1.02	5.15	96	1.02	4.12

En ambos suelos la concentración de radón medida en los lixiviados de la configuración balsa incrementa con respecto al blanco. Se registra en los dos casos un aumento de la actividad a mayor tiempo de contacto agua/residuo, alcanzándose el valor máximo con el suelo arenoso, habiendo transcurrido menor intervalo de tiempo entre el riego y las medidas. Este resultado es coherente con lo esperado considerando la mayor capacidad de infiltración del suelo arenoso, que favorece el transporte del radionucleido por lixiviación. Estos resultados permitirán predecir la concentración de radón en los potenciales lixiviados de balsas reales, una vez identificada la textura del suelo bajo la capa de residuos fosfatados.

La lixiviación de radón varía con el tipo de suelo contaminado con residuos fosfatados, registrándose mayor actividad en radón y tasa de infiltración con el suelo de tipo arenoso. Una mayor capacidad de percolación, combinada con el tiempo de contacto agua/residuo, estaría favoreciendo la lixiviación de radón e incrementando la posible exposición del entorno a este gas.

LA INESPERADA LLEGADA DE UN ACELERADOR LINEAL PORTÁTIL DE ELECTRONES PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA EN UN QUIRÓFANO CONVENCIONAL. DOSIMETRÍA DE ÁREA Y COMO VOLVER A NUESTRO ESTADO FUNDAMENTAL

Esposito, R. D. (1); Pérez Macho, M. M. (1); Gonzalez Vicente, A. (1); Dorado Rogriguez, M. Del P. (1); Giner Sala, M. (1); Pérez Gómez, N. (1); Herranz Gonzalez, M. (1)
Hospital General Universitario de Elche

INTRODUCCIÓN

Se describe el método utilizado en nuestro Servicio de Radifísica y Protección Radiológica para medir la radiación dispersa alrededor de un acelerador lineal portátil de electrones para radioterapia intraoperatoria y estimar las dosis de radiaciones ionizantes fuera del quirófano convencional en el cual será instalado. Finalmente se compararán las dosis estimadas con las dosis medidas en quirófano.

MATERIAL Y MÉTODOS

El acelerador estudiado en el LIAC HWL (S.I.T. – Sordina IORT Technologies S.p.A.) con energía máxima de 12 MeV. Se han utilizado aplicadores de 100 mm de diámetro y con ángulos de bisel de 0° y 30°. Todas las medidas han sido realizadas utilizando el absorbedor de haz (“Beam Stopper”), proporcionado por la misma empresa. Todas las medidas han sido realizadas en un bunker de radioterapia vacío. El paciente ha sido simulado utilizando 15 cm de un fantoma de material plástico (RW3, PTW), posicionado encima de una mesa de escritorio. Se ha construido una réplica de la pared del quirófano a partir de catas de la misma. Esta, de 60 cm x 60 cm de superficie, ha sido colocada encima de un carro elevador, para poder posicionarla a diferentes distancias y alturas con respeto a la fuente de radiación. Las medidas han sido realizadas utilizando un dosímetro ambiental (RaySafe 452 Survey Meter, Fluke Biomedical).

En las medidas realizadas en el bunker la pared ha sido posicionada a las distancias a las cuales se encontrará en el quirófano, suponiendo que la salida del haz se encuentre en el centro del mismo.

En el bunker no ha sido posible simular las medidas en las plantas superiores e inferiores del quirófano debido a que el mismo se encuentra en un sótano.

RESULTADOS

Las medidas realizadas en el bunker han proporcionado los siguientes valores que se expresan en dosis por semana para una carga de trabajo de 5 pacientes por semana (100 Gy/semana). En la configuración 1 el haz ha sido dirigido hacia el suelo: gantry 0°, aplicador 100 mm, bisel 0° (imagen 1). En la configuración 2 el haz ha sido dirigido hacia la pared Q5: gantry 30°, aplicador 100 mm, bisel 30°.

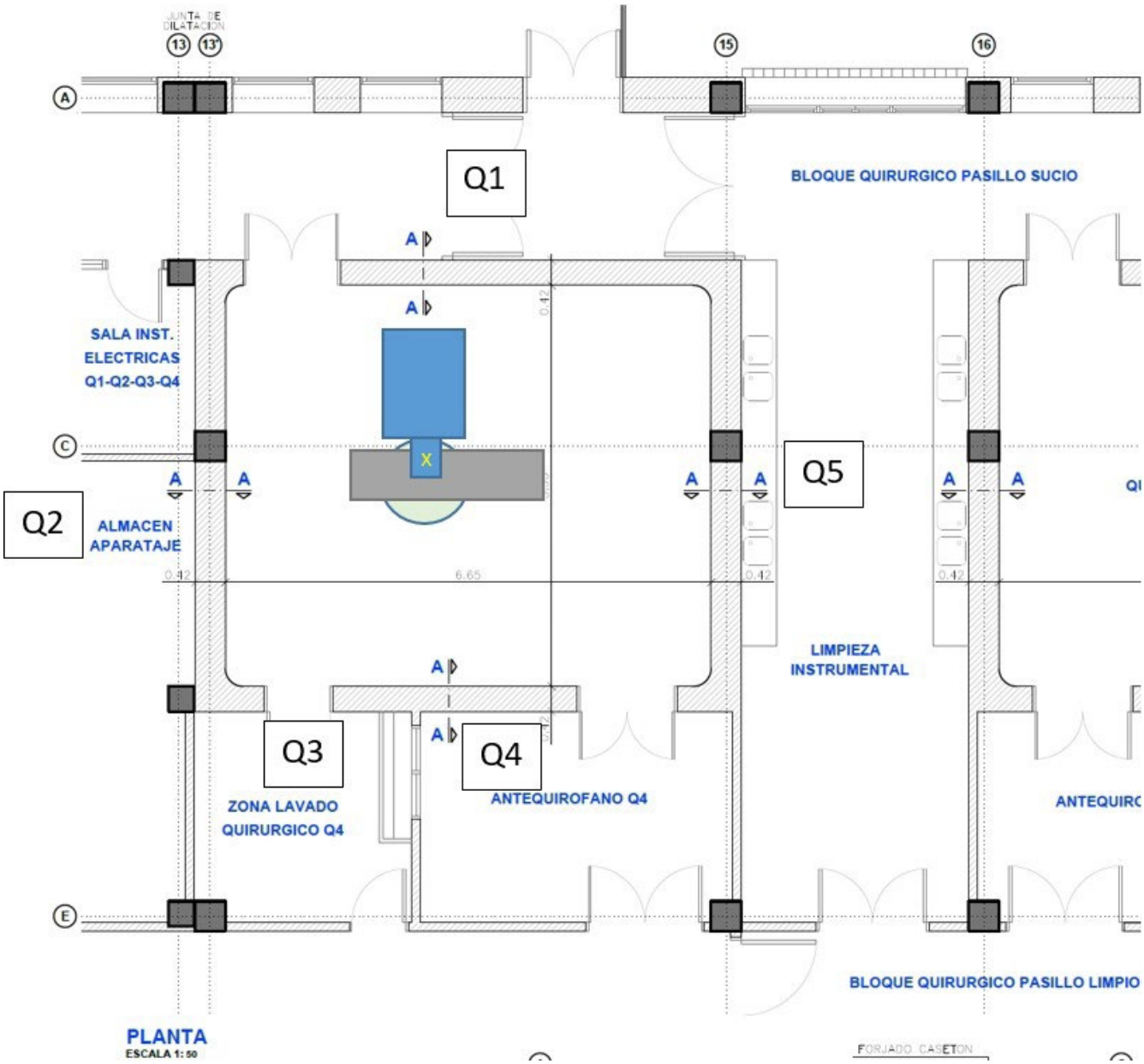


Imagen 1: planimetría del quirófano e identificación de las zonas

PARED C1	DOSIS MEDIDA EN BUNKER (µSv/semana para W=100Gy/sem)	DOSIS MEDIDA EN QUIROFANO (µSv/semana para W=100Gy/sem)
Q1	5.95	2.14
Q2	3.56	1.76
Q3	2.23	14.92
Q4	3.46	3.48
Q5	3.56	1.44
PARED C2	**DOSIS MEDIDA EN BUNKER (µSv/semana para W=100Gy/sem)**	**DOSIS MEDIDA EN QUIROFANO (µSv/semana para W=100Gy/sem)**
Q1	6.45	5.82
Q2	1.51	0.92
Q3	7.89	8.92
Q4	9.45	5.54
Q5	15.3	6.3

TABLA 1: comparación de las medidas obtenidas en el bunker y en el quirófano para las configuraciones 1 (C1) y 2 (C2).

Las medidas realizadas en las plantas inferior y superior del quirófano resultan todas inferiores al límite de los 20 µSv/semana.

CONCLUSIONES

El método descrito nos ha permitido estimar con muy buen aproximación los valores medidos de radiación ambiental alrededor del quirófano, permitiéndonos poder trasladar con seguridad el acelerador en el mismo para realizar las medidas definitivas. Desviaciones entre estimaciones y medidas se deben a diferencias en el posicionamiento real del LIAC y a la presencia de puertas abatibles en el quirófano. En todos los casos las medidas resultan siempre inferiores al límite de 20 µSv/semana (límite para la población general) para la carga de trabajo de 100 Gy/semana considerada.

BUNSHI: SIMULACIÓN MONTE CARLO APLICADA A LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA

Arteche González, A. (1); Duarte-Campderros, J. (1); Castello Mor, N. (1); Rosich Velarde, D. (1); Ruiz Arrebola, S. (2); Vila Álvarez, I. (1)
(1) Instituto de Física de Cantabria (IFCA); (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

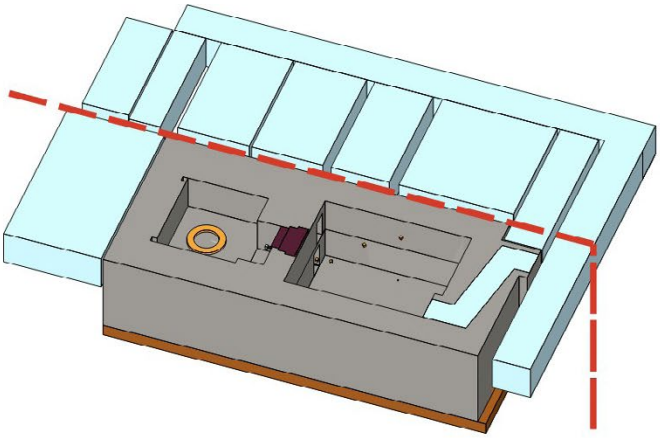
BUNSHI (BUNker SHIelding) es un paquete de simulación Monte Carlo diseñado especificamente para estimar dosis ambientales con el objetivo de optimizar el diseño y blindaje en instalaciones de protonterapia. BUNSHI se ha utilizado satisfactoriamente para evaluar el cumplimiento de la normativa de seguridad radiológica en el futuro centro de protonterapia del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla (HUMV) en Santander, España, donde se espera que entre en funcionamiento un ciclotrón Varian BEAMPRO250 en 2026.

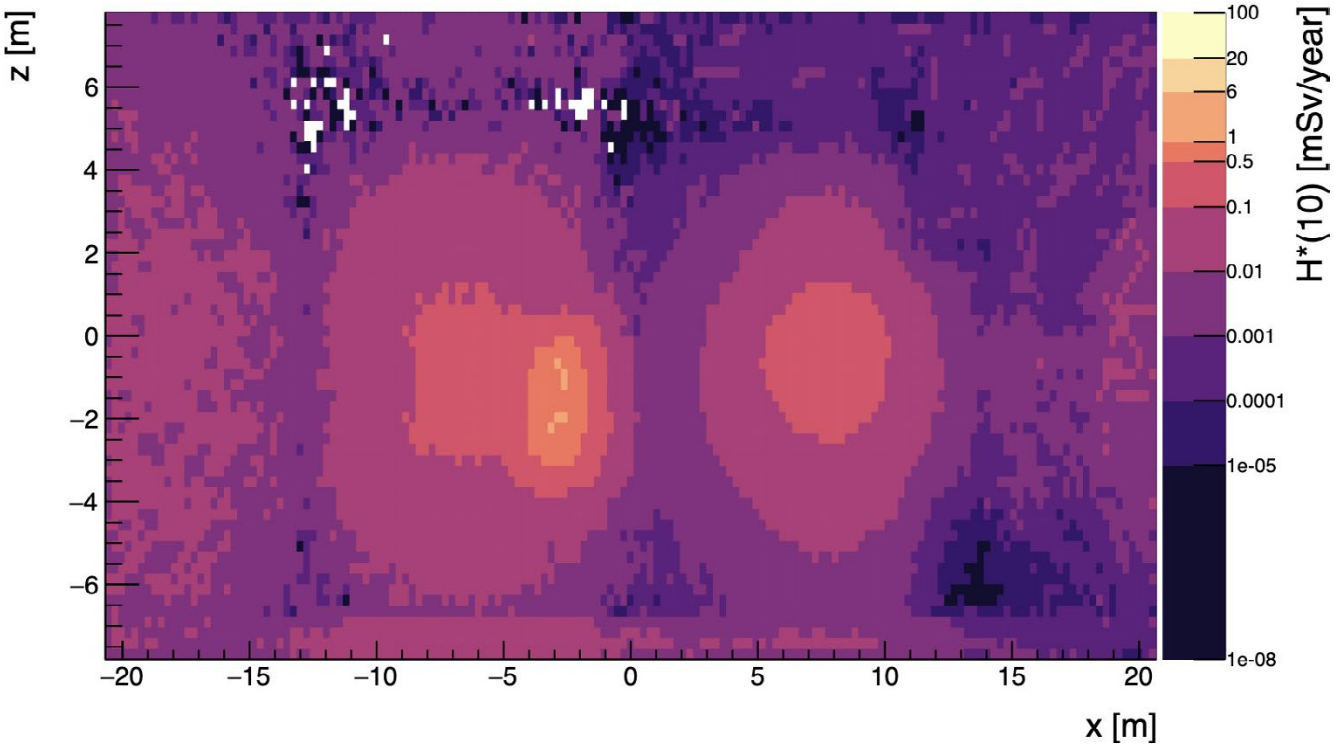
MATERIAL Y MÉTODOS

BUNSHI está basado en el software de código abierto Geant4. Su arquitectura modular simula los parametros relevantes de salida a partir de tres entradas independientes, a saber: la geometría simplificada de la instalación, la carga de trabajo prevista y por último, las tablas de pérdida de haz en los diferentes elementos del ciclotrón que actúan como fuentes emisoras de de radiación secundaria. Además, BUNSHI incorpora algoritmos y técnicas para optimizar la planificación, ejecución y asignación de recursos, permitiendo el procesamiento simultáneo de múltiples conjuntos de datos.

RESULTADOS

Presentamos los principales resultados obtenidos de la aplicación de BUNSHI al estudio radiológico de la futura instalación de protonterapia en el HUMV. La figura \ref{fig:2d_heatmap} representa un ejemplo de estimación de dosis ambiental anual en un corte de la geometría generado por BUNSHI que incluye las habitaciones adyacentes al sistema de aceleración y tratamiento. Además, se presentará la validación experimental para demostrar su eficacia en la modelización de la generación y absorción de neutrones . Esta validación incluye comparaciones con experimentos de referencia y con el reconocido paquete de software Monte Carlo N-Particle (MCNP).





DISCUSIÓN

BUNSHI es una herramienta de simulación modular dotada de una gran flexibilidad, puesto que únicamente requiere la introducción de las entradas correspondientes de geometría, carga de trabajo y tablas de pérdidas. Es decir, se trata de un desarrollo software que puede ser utilizado en la simulación de cualquier otra instalación de protonterapia de tipo ciclotrón.

De su aplicación práctica a la geomtría de la futura instalación del HUMV se concluye que la instalación será segura desde un punto de vista radiológico, puesto que las áreas de control radiológico adyacentes y la exposición al público se prevé por debajo de los niveles legales.

CONCLUSIONES

El paquete de simulación BUNSHI basado en Geant4 permite estimar los principales parametros relevantes en protección radiológica en una instalación de protonterapia de manera conservadora. Se ha aplicado para evaluar la seguridad radiológica en un centro de protonterapia del HUMV, en Santander, España, y los resultados concluyen que será una instalación segura.

La validación experimental confirma la precisión de BUNSHI en la modelización de la generación y absorción de neutrones, con resultados comparables a los obtenidos en experimentos de referencia y con MCNP.

METODOLOGÍAS PARA EVALUAR EL IMPACTO RADIOLÓGICO DE UN LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN EN FUSIÓN NUCLEAR

Gallego, E. (1); Velasco Sánchez-Villares, J. R. (1)
(1) Departamento Ing. Energética. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Universidad Politécnica de Madrid

INTRODUCCIÓN

En lo relativo a su posible impacto radiológico ambiental, las instalaciones de fusión nuclear presentan peculiaridades en comparación con los reactores nucleares de fisión, principalmente debido al tipo de radionucleidos que pueden liberarse tanto durante el funcionamiento normal como en caso de accidente. Es posible utilizar metodologías y herramientas similares para ambos tipos de instalaciones, pero algunos radionucleidos específicos, principalmente el tritio y algunos productos de activación, pueden requerir modelos y datos ad-hoc.

En este trabajo, presentamos nuestra experiencia en la modelización del potencial impacto radiológico de la instalación IFMIF-DONES, proyectada con una potente fuente de neutrones, basada en un acelerador lineal de deuterio y un blanco de litio líquido, que se utilizará para simular las condiciones de irradiación neutrónica en plantas de energía nuclear de fusión, a fin de estudiar el daño por irradiación en diferentes materiales.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el impacto por descargas de operación normal, los modelos que se están utilizando son PC-CREAM 08, desarrollado por la *Health Protection Agency* del Reino Unido implementando la metodología de la Comisión Europea, GENII-V2, desarrollado por *Pacific Northwest National Laboratories* para la *Environmental Protection Agency* (EPA) de EE.UU., y NORMTRI, desarrollado por el laboratorio nuclear de Karlsruhe (KfK) específicamente para H-3,. Los principales radionucleidos en este caso son H-3, Be-7, C-14 y Ar-41.

Con respecto a descargas accidentales, los radionucleidos más representativos son el H-3, Mn-56, Fe-55, Mn-54 y Cr-51 entre otros. Los códigos empleados hasta el momento han sido GENII-V2 y UFOTRI, también específico para tritio y desarrollado por el KfK en los años 90.

Estos códigos se contrastan con los métodos descritos en las *Regulatory Guides* 1.111 y 1.109 de la NRC de EE. UU. para descargas rutinarias, y 1.145 para descargas accidentales.

En 2021 se inició el registro de datos meteorológicos en el emplazamiento, que procesados y elaborados para su uso con los códigos citados, permiten estimaciones más realistas. Se han tenido que cubrir algunos datos importantes que faltaban, como la estabilidad atmosférica o la altura de la capa de mezcla atmosférica, empleando métodos consolidados de la EPA y la NRC.

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Se han calculado factores de dispersión y de deposición en el suelo para descargas unitarias, y la dosis a diferentes distancias para individuos representativos, infante, niño y adulto. Los resultados preliminares con el término fuente de diseño indican un impacto radiológico insignificante en el caso de las descargas gaseosas en operación normal, con cualquiera de las herramientas empleadas.

Para descargas accidentales, se han analizado escapes súbitos, de una hora de duración, de 10 Gbq de cada radionucleido de interés, para una matriz de datos meteorológicos representativos, así como para condiciones atmosféricas adversas, con y sin lluvia. Estos primeros resultados pueden ser útiles para establecer las actividades máximas liberadas que podrían aceptarse en el diseño de la instalación de cara a guardar un margen de seguridad suficiente con respecto al impacto de accidentes sobre las personas del entorno de la instalación.

This work has been carried out within the framework of the EUROfusion Consortium, funded by the European Union via the Euratom Research and Training Programme (Grant Agreement No 101052200 — EUROfusion). Views and opinions expressed are however those of the author(s) only and do not necessarily reflect those of the European Union or the European Commission. Neither the European Union nor the European Commission can be held responsible for them.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE FUENTES DE RADIACIÓN

GUIA EURADOS PARA LA MEDIDA DE ACTIVIDAD DE ACTÍNIDOS Y 90SR MEDIANTE BIOENSAYOS EN SITUACIONES DE EMERGENCIA

Sierra Bercedo, I. (1); Verrezen, F. (2); Arginelli, D. (3); Battisti, P. (3); Blazquez, D. (4); Guichet, C. (5); Navas, C. (6); Ullmann, D. (7); Bruggeman, M. (2); Rojas, A. (7); López, M. A. (1); Broggio, D. (8)
(1) CIEMAT; (2) SCK-CEN; (3) ENEA; (4) ENUSA; (5) CEA; (6) DRACE; (7) CNEA; (8) ASRN

INTRODUCCIÓN

Accidentes o incidentes radiológicos y/o nucleares pueden llevar implícitas altas dosis y un gran número de personas afectadas lo que conlleva la necesidad de implementar una respuesta rápida para la ayuda en la toma de decisiones. Esta inmediatez se ve perjudicada cuando la incorporación es debida a actínidos y $^{89/90}$Sr que necesitan recurrir al empleo de métodos de medida indirectos o in vitro para la cuantificación de su actividad en muestras biológicas. En situaciones de rutina las técnicas de bioensayo recurren a procedimientos de separación radioquímica y largos tiempos de contaje a fin de alcanzar bajos niveles de detección (1-2 semanas de trabajo). Esta aproximación contrasta con los requisitos de la emergencia; por ello, los laboratorios de bioanálisis han adaptado y mejorado los protocolos rutinarios a los escenarios de emergencia, generando métodos de cribado y rápidos con suficiente sensibilidad, que requieren mínima preparación y reducen el tiempo de respuesta.

METODOLOGÍA

Desde el grupo de EURADOS "Dosimetría Interna en situaciones de emergencias" se inició un trabajo para elaborar una guía sobre métodos de cribado y medida rápidos mediante protocolos in vitro en escenarios de emergencia tras incorporación de actínidos y $^{89/90}$Sr.

RESULTADOS

El documento está dividido en seis capítulos. La introducción describe el objetivo y las consideraciones más relevantes en emergencias. El capítulo 2 analiza los tipos de muestras biológicas, instrucciones de recogida, preservación, almacenaje y transporte. El tercer capítulo considera las principales técnicas de medida de los radionucleidos objeto de la guía (métodos radiométricos), así como los criterios necesarios para seleccionar el más apropiado.

El cuarto capítulo describe los métodos de cribado o triaje de utilización en estos escenarios; el triaje es un método rápido que utiliza procedimientos sencillos que clasifican a las personas en grupos según sus niveles de actividad y/o lesión para agilizar la respuesta ante una posible contaminación interna. Nunca deben emplearse para calcular dosis ni como base para tratamiento médico. La muestra de elección son las torundas/frotis nasales: suministran información sobre la posible contaminación interna en un breve período de tiempo. Se aconseja tomar la muestra hasta 1 hora después de producirse la contaminación.

El capítulo 5 analiza los métodos rápidos para actínidos y ^{90}Sr en muestras biológicas y los requisitos para su selección: técnicas fáciles, rápidas, que generen resultados en poco tiempo y sean interpretables en términos de dosis. Se describe una metodología para que los laboratorios puedan evaluar el alcance sus "procedimientos rápidos" en virtud del AMD y la dosis efectiva comprometida, la ruta de incorporación (inhalación o ingestión), tipo de aerosol (S, M ó F) y tamaño de partícula (1 o 5 μm). Se detallan, además, 4 protocolos rápidos para ^{90}Sr, ^{241}Am, ^{244}Cm y ^{239}Pu, generando «tablas dosimétricas» con los resultados dosimétricos más significativos de la actividad medida en orina.

Las Figuras 1 y 2 muestran ejemplos del procedimiento radioquímico del ^{90}Sr aplicado en una muestra de orina, para el hombre de referencia y una eficiencia de contaje del 34 ± 1%.

Isótopo	Nivel Referencia (mSv)	Orina (mL)	Rto. Químico (%)	t contaje (s)	LD (counts)	MDA (Bq/24h)	t pre-tto (h)	Muestrs /operador	t activ (h)	Product. (mps/3 d)
Sr-90	10	30	70	22000	35	0.4	4.5	10	12-13	90-100 *

Figura 1: Resumen de los principales valores del protocolo radioquímico de cuantificación de actividad de Sr-90 en orina mediante contaje beta total.

t	m(t)	A_M = MDA[a]	Intake	E_{50} = $MDD_E(t)$ [b]	Ratio
(days)	(AMAD = 1 µm)	(Bq/24h)	(Bq)	(mSv)	E_{50}/L_R
1	3,4E-04	4,0E-01	1,2E+03	4,4E-01	4%
2	1,9E-04	4,0E-01	2,1E+03	7,9E-01	8%
3	1,2E-04	4,0E-01	3,3E+03	1,3E+00	13%
4	8,8E-05	4,0E-01	4,5E+03	1,7E+00	17%
5	6,9E-05	4,0E-01	5,8E+03	2,2E+00	22%
6	5,7E-05	4,0E-01	7,0E+03	2,6E+00	26%
7	4,8E-05	4,0E-01	8,3E+03	3,1E+00	31%
22[d]	1,6E-05	4,0E-01	2,5E+04	9,4E+00	94%

Figura 2: Tabla dosimétrica (procedimiento de vigilancia de referencia) para inhalacion de aerosol Sr-90 tipo S

(a) Actividad medida (A_M) y MDA: valores normalizados a excreción de 24 h.

(b) Dosis efectiva comprometida.

(c) Último día desde la incoporación, útil para la recogida de orina

DETERMINACIÓN IN-VIVO DE I-125 EN TIROIDES PARA POBLACIÓN EXPUESTA EN CASO DE EMERGENCIA RADIOLÓGICA O NUCLEAR

Pérez López, B. (1); Valencia Villar, J. (1); Navarro Amaro, J. F. (1); López Ponte, M. A. (1)
(1) Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT)

INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Contador de Radiactividad Corporal (CRC) del CIEMAT realiza el control y vigilancia de contaminación interna a través de medidas in vivo de trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes. Está autorizado por el CSN para la determinación de I-125 y I-131 en tiroides y acreditado por ENAC para la determinación de I-131 en trabajadores expuestos con riesgos de contaminación interna. Este trabajo se enfoca en los criterios de medida establecidos para la determinación de actividad de I-125 en población de diferentes edades: 1, 5, 10, 15 años, y mujer adulta, que pueden verse expuestos internamente en emergencia radiológica y nuclear.

MATERIAL Y MÉTODOS

El laboratorio dispone de un detector de semiconductor de Germanio tipo BEGe asociado a una cadena electrónica multicanal, el rango energético es de 10-500 keV.

Se cuenta con una familia de maniquíes simuladores de cuellos y tiroides de niños de diferentes edades y de adultos. Las fuentes líquidas utilizadas tienen volúmenes equivalentes a los tiroides de niños de cada una de las edades y de mujer adultos basados en la publicación ICRP 89. Las fuentes radiactivas son viales con I-125, cuyas emisiones son rayos X y gamma de bajas energías (ver tabla).

Se han desarrollado las calibraciones con una geometría única, reproducible para las personas y con el cuello-tiroides centrado en el detector y a una misma distancia para todos los casos. Las medidas son de 20 min y se han establecido las eficiencias y los límites de detección en cada caso.

RESULTADOS

Se realizaron las calibraciones para medir I-125 en tiroides en el rango energético de 10-500 keV.

Las calibraciones se realizaron para cada edad a partir del espectro resultante de I-125. Considerando que las tres emisiones energéticas están muy cercanas, se obtuvo un valor de la eficiencia para cada fotopico.

La validación de las calibraciones se ha realizado a partir de medidas realizadas con viales de I-129, cuyas emisiones son en bajas energías muy parecidas a las de I-125, obteniendo resultados dentro de los criterios de aceptación establecidos por la norma ISO 28218:2010, en cuanto a exactitud y precisión.

Las actividades mínimas detectables (AMD) se encuentran entre 4-6 Bq

^{125}I ($T_{1/2}$=59.41 d)		^{129}I ($T_{1/2}$=1.57e7 y)	
E (keV)	I (%)	E (keV)	I (%)
27.2	40.6	29.46	20.4
27.47	75.7	29.78	37.7
31.07	2.2	33.6	10.15
31.74	4.39	34.43	2.41
35.49	6.68	39.58	7.51

CONCLUSIONES

El laboratorio del CRC del CIEMAT ha implementado el método de medida de I-125 en tiroides mediante técnicas in vivo de espectrometría gamma para escenarios de emergencias en población expuesta (niños de 1, 5, 10, 15 años y mujer adulta). La eficiencia disminuye con la energía de los fotopicos y con la edad del sujeto.

Las AMDs son muy bajas, por lo que los tiempos de medida se pueden reducir y realizar un uso eficiente de los tiempos de respuesta en caso de una emergencia real.

Esta técnica supone una mejora en los resultados de la actividad de I-125 retenido en tiroides para población expuesta, y la evaluación de dosis efectiva comprometida más realista en población expuesta internamente a contaminación de I-125.

PROYECTO MEYER: HACIA UN PROTOCOLO NACIONAL PARA LA MEDIDA DE I-131 EN TIROIDES DE LA POBLACIÓN EXPUESTA EN EMERGENCIAS

Navarro Amaro, J. F. (1); Perez Lopez, B. (1); Lopez Ponte, M. A. (1); Pereira Cuesta, S. (2); Ruiz Gonzalez, J. (3); Sierra Bercedo, I. (1); Rueda Guerrero, M. D. (2); Villanueva Delgado, M. I. (2)
(1) CIEMAT; (2) CSN; (3) TECNATOM Westinghouse

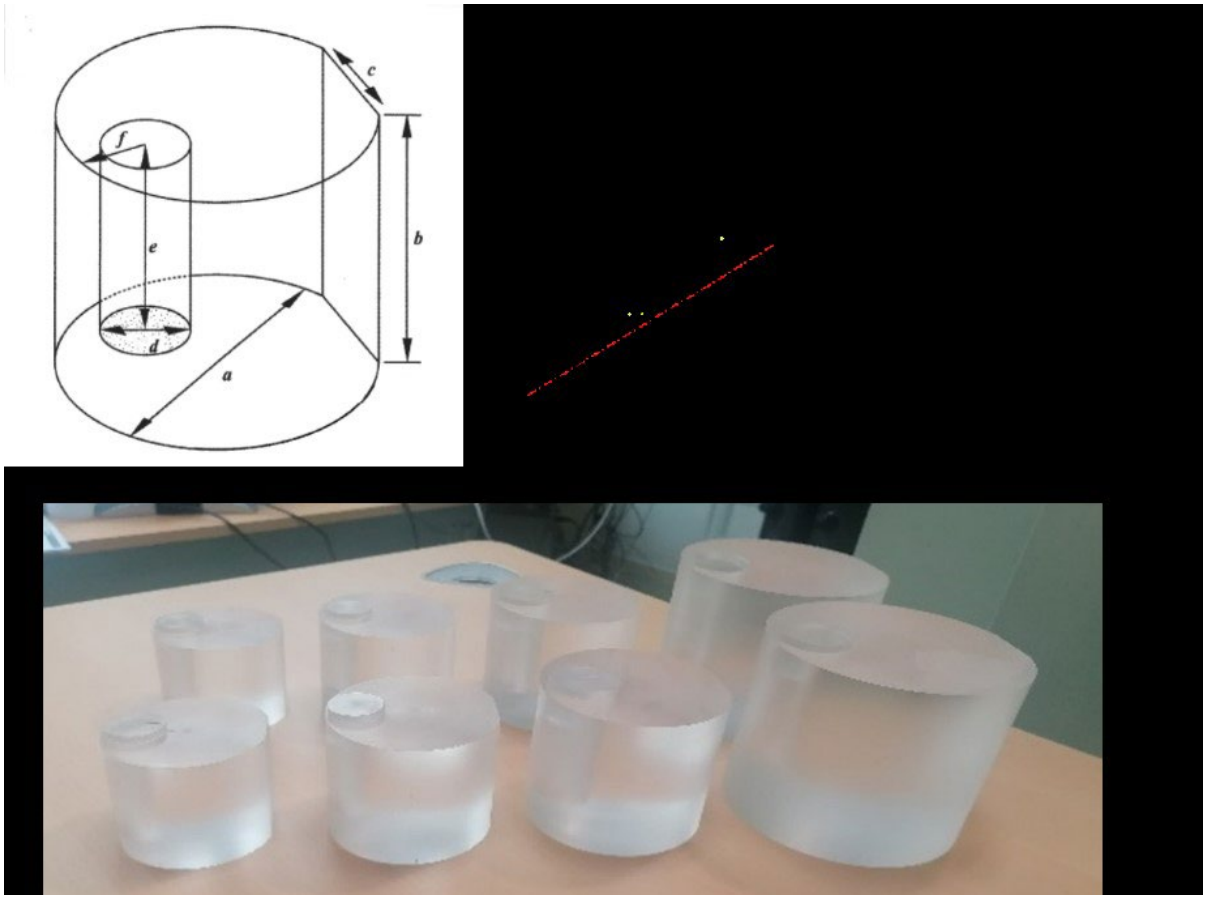
INTRODUCCIÓN

El proyecto “MEYER”, fruto de un convenio entre el CSN, CIEMAT y TECNATOM impulsado por la Plataforma PEPRI de I+D en Protección Radiológica, tiene como objetivo fortalecer las capacidades nacionales para el cribado rápido de la población expuesta al Yodo-131 (I-131) en emergencias. Su propósito principal es la elaboración de un protocolo nacional para la determinación de I-131 en tiroides mediante dispositivos que se puedan calibrar y utilizar en situaciones en las que hay un gran número de personas potencialmente expuestas. El proyecto se ha estructurado en tres fases: en la fase I, se desarrollaron maniquíes tiroideos representativos de diferentes grupos de edad,se estableció un protocolo de calibración para dispositivos espectrométricos y no espectrométricos, seguido de una campaña de intercalibración con la participación de entidades colaboradoras. La fase II se centró en la validación del protocolo mediante una campaña de intercalibración e intercomparación en centros seleccionados (hospitales, SDPIs, UTPRs y UME); la fase III abarca conclusiones y difusión de resultados.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han fabricados maniquíes tiroideos de PMMA, representando adultos y niños de 1, 5 y 10 años (FIGURA 1). Los maniquíes fueron diseñados conforme a la norma ANSI/HPS N13.44-2014 (adulto) y a mediciones antropométricas (niños) con viales de plástico simulando el tiroides y rellenados con una solución acuosa de actividad conocida de Ba-133 y Cs-137 (proporción 1:0,11), como simulador de las emisiones del I-131.

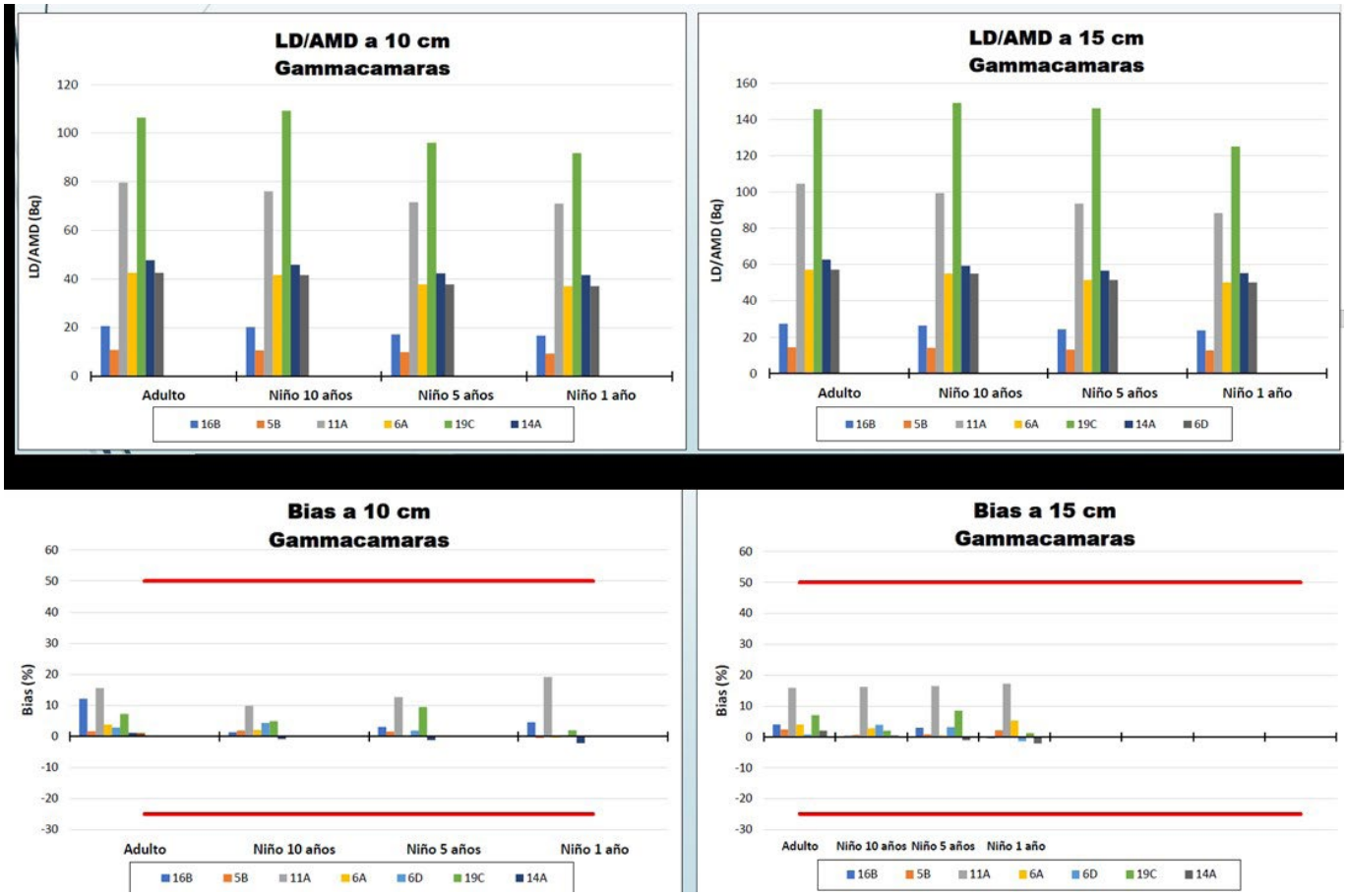
Con el objetivo de estandarizar los procedimientos de calibración y medida, se definió un protocolo en el que se dividieron los equipos en tres categorías: equipos espectrométricos, no espectrométricos y gammacámaras. Para cada categoría se definieron geometrías y metodología de calibración y medida a distintas distancias



RESULTADOS

Se presentan los resultados de la Fase I en la que han participado 7 entidades y se han calibrado 18 equipos así como los resultados de la Fase II en la que han participado 19 entidades y se han calibrado y validado 52 equipos. En ambas fases se confirma que para la mayoría de equipos los valores de eficiencia disminuyen a medida que aumenta la edad. Este efecto es más acusado cuando la distancia detector-maniquí es menor. En cuanto a la sensibilidad de detección (LD/AMD), en general disminuye al disminuir la edad. Es de destacar que las gammacámaras presentan una excelente sensibilidad y precisión en la cuantificación de la actividad.

Además, todas las calibraciones se han validado con desviaciones inferiores al 20% en las geometrías de medida definidas en el protocolo (FIGURA 2).



CONCLUSIONES

El proyecto MEYER ha permitido la calibración de una gran variedad de equipos para la medida de I-131 en tiroides de individuos de distintos grupos de edad. Los equipos más adecuados para las medidas de cribado de la población son los espectrométricos y las gammacámaras. En cuanto a los no espectrométricos, los monitores de contaminación y algunos de radiación son también adecuados aunque la sensibilidad sea menor y se vea afectada por las características intrínsecas de cada equipo.

DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA REALIZACIÓN DE MAPAS RADIOLÓGICO EN 3D MEDIANTE VEHÍCULOS AÉREOS PILOTADOS REMOTAMENTE (DRONES). PROYECTO GAMMA-DRON

Vargas, A. (1); Royo Chic, P. (1); Archila Peña, D. (1); Escalona Perea, A. (1); Viñas Corella, J. (1)
(1) Universidad Politécnica de Cataluña

En situaciones de emergencia radiológica, algunas áreas pueden ser inaccesibles o representar un riesgo para los equipos de intervención. En estos escenarios, el uso de detectores de radiación montados sobre vehículos aéreos operados de forma remota es una solución que facilita su monitorización. Estos sistemas permiten obtener un mapa radiológico sin exponer al personal de primera intervención, al tiempo que facilitan una mejor toma de decisiones.

En el proyecto Gamma-dron, financiado por el Consejo de Seguridad, además de desarrollar un sistema que permita disponer los datos en tiempo real en la sala de control de emergencias, se busca dar un paso adelante mediante el desarrollo y puesta en marcha de un sistema de medida de la radiactividad ambiental. Este sistema se basa en un detector de espectrometría gamma instalado en un dron, con capacidad de generar una construcción tridimensional (3D) del estado radiológico del escenario con la mayor rapidez posible.

Para su desarrollo, se ha instalado y calibrado un detector de NaI de 50 mm de diámetro por 50 mm de longitud en el dron DJI Matrice 350 RTK, junto con todos los componentes necesarios para el registro de datos y su transmisión en tiempo real a la estación de tierra, tanto en condiciones normales como en situaciones degradadas, es decir, sin acceso a internet.

Además, se ha integrado en el dron el equipo DJI Zenmuse L2, que permite generar una nube de puntos en 3D del terreno, ya sea mediante fotogrametría o utilizando el LiDAR 3D. En la FIGURA 1 se muestra una imagen de la caja de electrónica y el detector montados en el gimbal dual del dron, junto a una segunda imagen del dron con la equipo DJI Zenmuse L2.



Fig 1. Fotografía del equipo DJI Zenmuse L2 montado en el gimbal del dron DJI M350RTK (derecha) y con el detector de NaI y electrónica (izquierda).

Los datos procesados para el cálculo de los parámetros radiológicos se visualizan en tiempo real tanto en la estación de tierra como en la sala de control mediante un software propio. Este programa interactivo muestra el mapa de calor y las series temporales de los parámetros radiológicos seleccionados, ya sean cuentas por segundo en regiones de interés del espectro o tasas de dosis. Además, permite visualizar los espectros de forma individual o mediante la representación

conocida como el denominado “waterfall plot”. El software proporciona al usuario toda la información en una única pantalla. El programa cuenta con la funcionalidad de reproducir los vuelos realizados anteriormente. También permite visualizar las campañas de medidas realizadas con otros drones utilizando el formato de datos *.N42.

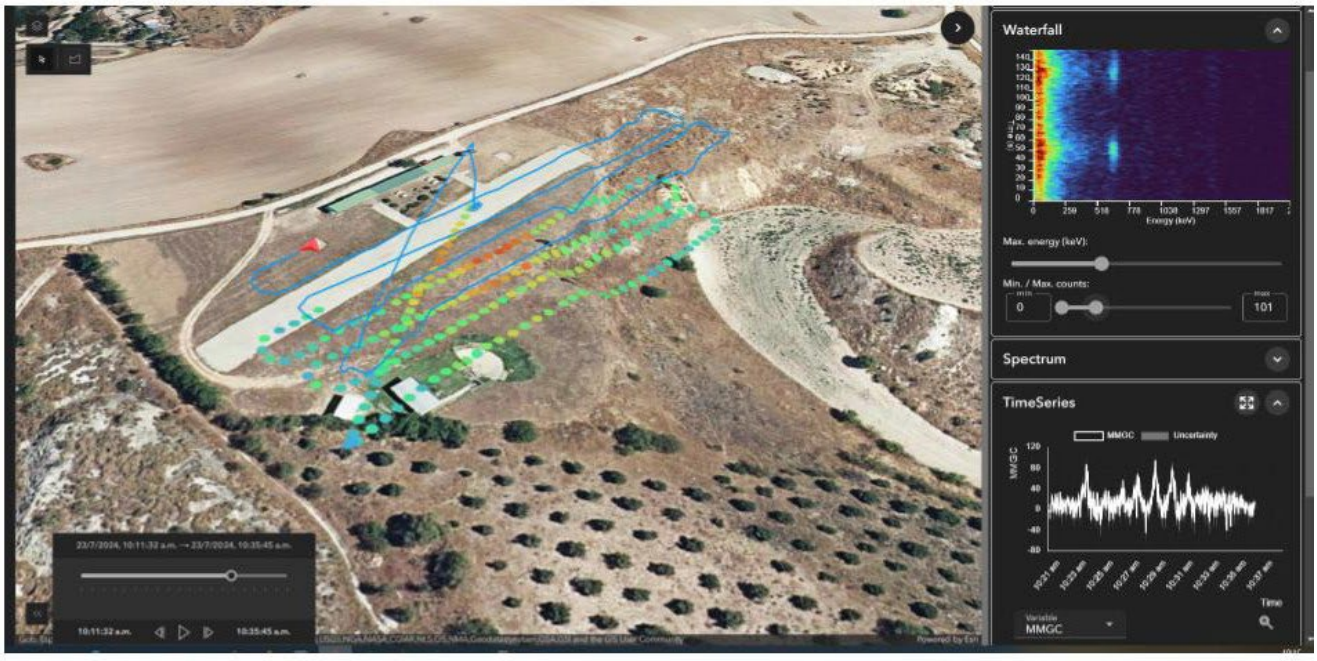


Fig 2. Programa de visualización en tiempo real donde se muestra el mapa radiológico, las series temporales y el waterfall plot.

Para garantizar una operatividad 24/7, se llevará a cabo la formación del grupo TEDAX de la Policía Nacional en el manejo del sistema. Finalmente, se ha iniciado la creación de mapas radiológicos en 3D.

RESILIENCIA DEL SISTEMA DE PREPARACIÓN, RESPUESTA Y RECUPERACIÓN A EMERGENCIAS NUCLEARES Y RADIOLÓGICAS (EPR&R) EN SITUACIONES DE CONFLICTO ARMADO

Montero, M. (1); García Puerta, B. (1)
(1) CIEMAT

Las emergencias nucleares y radiológicas (N/R) plantean retos complejos que requieren una respuesta coordinada y eficaz. Comprender las fases de la emergencia, los principios de la protección radiológica, la importancia de la gestión eficaz de las consecuencias y la necesidad de adaptar las estrategias de protección a medida que evolucionan los acontecimientos es esencial para el éxito de la respuesta y la posterior recuperación. Todo esto se fundamenta y apoya en una adecuada planificación y una preparación previas, que incluyen, entre otros, la evaluación y gestión de los riesgos potenciales, la elaboración de planes de respuesta, la identificación de recursos y la formación del personal interviniente para garantizar una capacidad adecuada dentro de la organización operativa.

El Marco de Sendai para la Reducción del Riesgo de Desastres promueve un desplazamiento hacia un enfoque más proactivo en la gestión de riesgos, centrado en reducir las fuentes existentes y evitar la creación de nuevos riesgos, con el objetivo último de aumentar la resiliencia.

Esta se define como la capacidad de un sistema, comunidad o sociedad expuesta a peligros para resistir, absorber, adaptarse y recuperarse de los efectos de un peligro de manera eficiente. La resiliencia se considera, tanto un resultado, como un proceso caracterizado por cinco capacidades: preventiva, anticipatoria, de absorción, adaptativa y transformadora.

La presencia de un conflicto armado puede exacerbar el impacto de una emergencia nuclear, con desafíos adicionales como el deterioro institucional, la destrucción de infraestructuras, la erosión del capital social y el debilitamiento económico, agravando la vulnerabilidad, dificultando la respuesta y la recuperación y amenazando el bienestar a largo plazo de dichas comunidades. Pueden presentar también oportunidades para la construcción de paz y resiliencia, como el aprovechamiento de estructuras de gobernanza alternativas y la integración de la reducción del riesgo de desastres en la respuesta humanitaria.

El proyecto europeo RRADEW («Resilience to RADiological Events in Wartime») tiene como objetivo la mejora de los sistemas de preparación, respuesta y recuperación ante emergencias nucleares (EPR&R) mediante el desarrollo de enfoques metodológicos y tecnológicos que refuercen la resiliencia en el contexto de catástrofes bélicas o conflictos armado.

En este trabajo se introduce el concepto de resiliencia y su evolución en el contexto de las emergencias nucleares y radiológicas. Se comparan y relacionan las fases de la gestión de una emergencia con las distintas etapas en la evolución y consecución de la resiliencia ante un desastre y las implicaciones de un conflicto armado sobre la vulnerabilidad y la capacidad de respuesta y recuperación del sistema y de las comunidades afectadas. Identificamos aquellas actuaciones de prevención, anticipación, absorción, adaptación y/o transformación asociadas a la preparación y gestión de una emergencia que pueden contribuir al fortalecimiento de resiliencia de un sistema o comunidad y se incluyen algunas recomendaciones y acciones específicas que pueden reforzarlos en situaciones de un conflicto bélico. Finalmente, se presenta un avance de la estructura del marco metodológico para evaluar la resiliencia del sistema EPR&R con las dimensiones, elementos e indicadores seleccionados que lo componen.

ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

CARACTERIZACIÓN DE RESIDUOS RADIACTIVOS PROCEDENTES DEL DESMONTAJE DE ACELERADORES LINEALES

Alcaide Trenas, E. (1)
(1) Enresa

Autores: E. Alcaide. P. Cuevas. V. Fernández. A. Fernández. Unidad Técnica de Protección Radiológica, ENRESA

INTRODUCCIÓN

En el pasado, los tratamientos médicos relacionados con la medicina nuclear, en concreto con los tratamientos oncológicos se realizaban principalmente con equipos de cobaltoterapia. Estos equipos se han sustituido por equipos más modernos y precisos que son los aceleradores lineales. Un acelerador lineal utiliza tecnología de microondas para acelerar los electrones, y luego permite

que estos electrones choquen contra un blanco de metal pesado para producir rayos X de alta energía, los cuales son moldeados mediante un colimador de multihoja que está incorporado en la cabeza de la máquina, haciéndolos incidir en el paciente. Esta tecnología permite tener una fuente de irradiación sin necesidad de tener una fuente radiactiva. Sin embargo, con el uso del equipo, las piezas de este se van irradiando, y activando con diferentes isótopos en función del material del que se componen. Debido a esto, cuando se realizan tareas de reparación y sustitución de piezas, o desmontaje del equipo en sí, hay que realizar una vigilancia radiológica de todas las piezas, segregándolas e identificándolas. La mayoría de las piezas presentan productos de activación con periodos de semidesintegración relativamente cortos, por lo que decaen en un tiempo y dejan de ser residuos. Sin embargo, hay otras que debido al material que las conforma, se activan con isótopos de vida más larga y han de ser retirados por ENRESA. Desde que se utiliza este tipo de tecnología ENRESA ha inspeccionado aceleradores por toda la geografía española, caracterizando cada una de las piezas y retirando aquellas que se consideran residuo radiactivo al tener valor de actividad superiores a los establecidos en la legislación vigente.

MATERIAL Y MÉTODO

La metodología general de medida, para determinar la actividad de las piezas activadas, consiste en lo siguiente:

- Determinación de los niveles de fondo en tasa de dosis y espectro del fondo.
- Medida del nivel de radiación en contacto con el material.
- Obtención de un espectro para la identificación del isótopo, cuando los valores obtenidos de nivel de radiación son diferentes al fondo.
- Determinación de las dimensiones y del peso de la pieza.
- Medida de intensidad de dosis a diferentes distancias, cuando el valor es suficientemente alto, para la determinación de la actividad de la pieza.
- Determinación de la actividad total de cada pieza a partir de las medidas realizadas y de los modelos de cálculo adecuados (MicroShield “Grove Engineering” (USA).

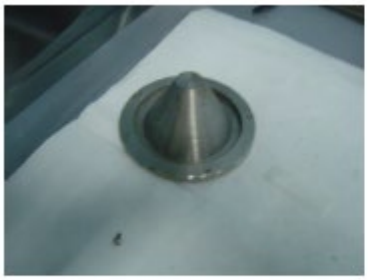
RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Hasta finales de 2024, se han inspeccionado un total de 3749 piezas, desmanteladas de 105 aceleradores procedentes de 79 centros hospitalarios distintos, de las que 1821 se han retirado como residuo y 1928 han quedado desclasificadas.

Algunas de las piezas caracterizadas y retiradas son las siguientes:



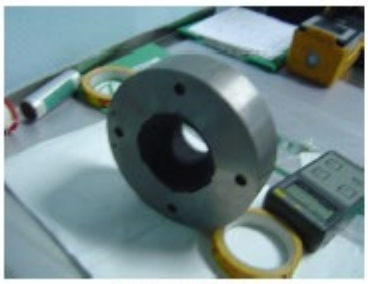
Bobinas de focalización



Cono ecualizador



Filtros



Colimador primario



Mandíbulas

ACTUACIÓN DE ENRESA SOBRE CONTROL DE FUENTES RADIACTIVAS HUÉRFANAS RD451/2020

Alcaide Trenas, E. (1); Fernández Sánchez, V. (1); Fernández Sánchez, A. (1)
(1) ENRESA

INTRODUCCIÓN

El 2 de noviembre de 1999 se firmó el Protocolo de colaboración sobre la vigilancia radiológica de los materiales metálicos, que tiene como objeto realizar la vigilancia de los materiales metálicos y de los productos resultantes, con el fin de detectar la posible presencia de materiales radiactivos y evitar el riesgo de su dispersión y consiguiente irradiación o contaminación de personas, bienes y medio ambiente. Dicho Protocolo fue firmado por CSN, Ministerio de Industria, ENRESA, UNESID, FER, FEAF y los sindicatos como consecuencia del accidente de Acerinox, en el que se fundió una fuente de Cs-137 en el año 1998.

Este Protocolo, que hasta la fecha había sido de carácter voluntario, pasó a ser normativa de obligado cumplimiento el 10 de marzo de 2020 tras la aprobación del Real Decreto 451/2020 sobre control y recuperación de las fuentes radiactivas huérfanas.

En esta normativa se definen, entre otros, dos objetivos claros:

- Garantizar la vigilancia radiológica de los materiales metálicos, tanto fuentes, como NORM y otros materiales, bien sea en empresas de recuperación, acerías, fundiciones, etc., evitando, en último extremo, la eventual fundición o triturado de fuentes huérfanas.
- Establecer las medidas a adoptar para llevar a cabo la gestión de los materiales radiactivos que sean detectados en dichos materiales metálicos, o que se puedan generar como consecuencia de un incidente.

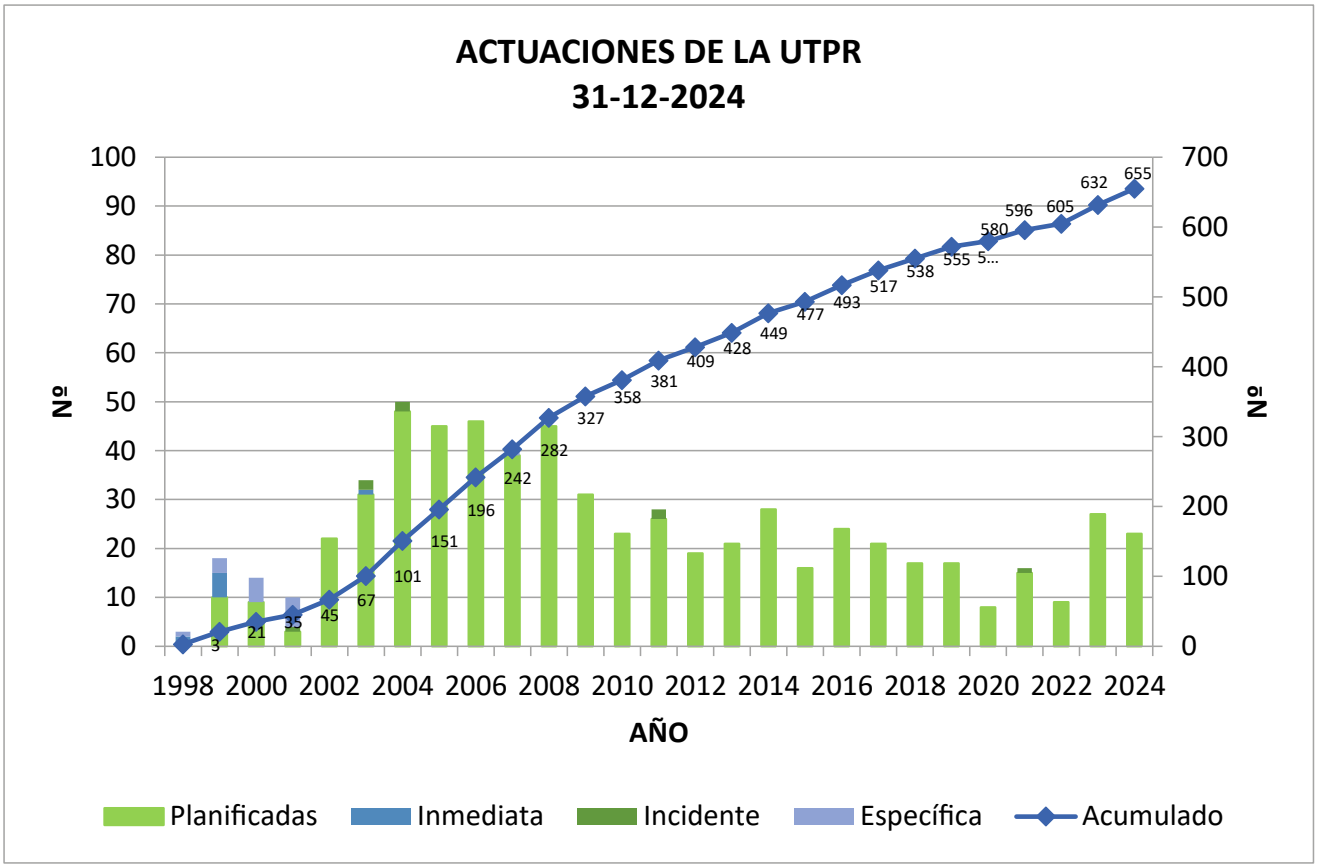
RESULTADOS Y CONCLUSIONES

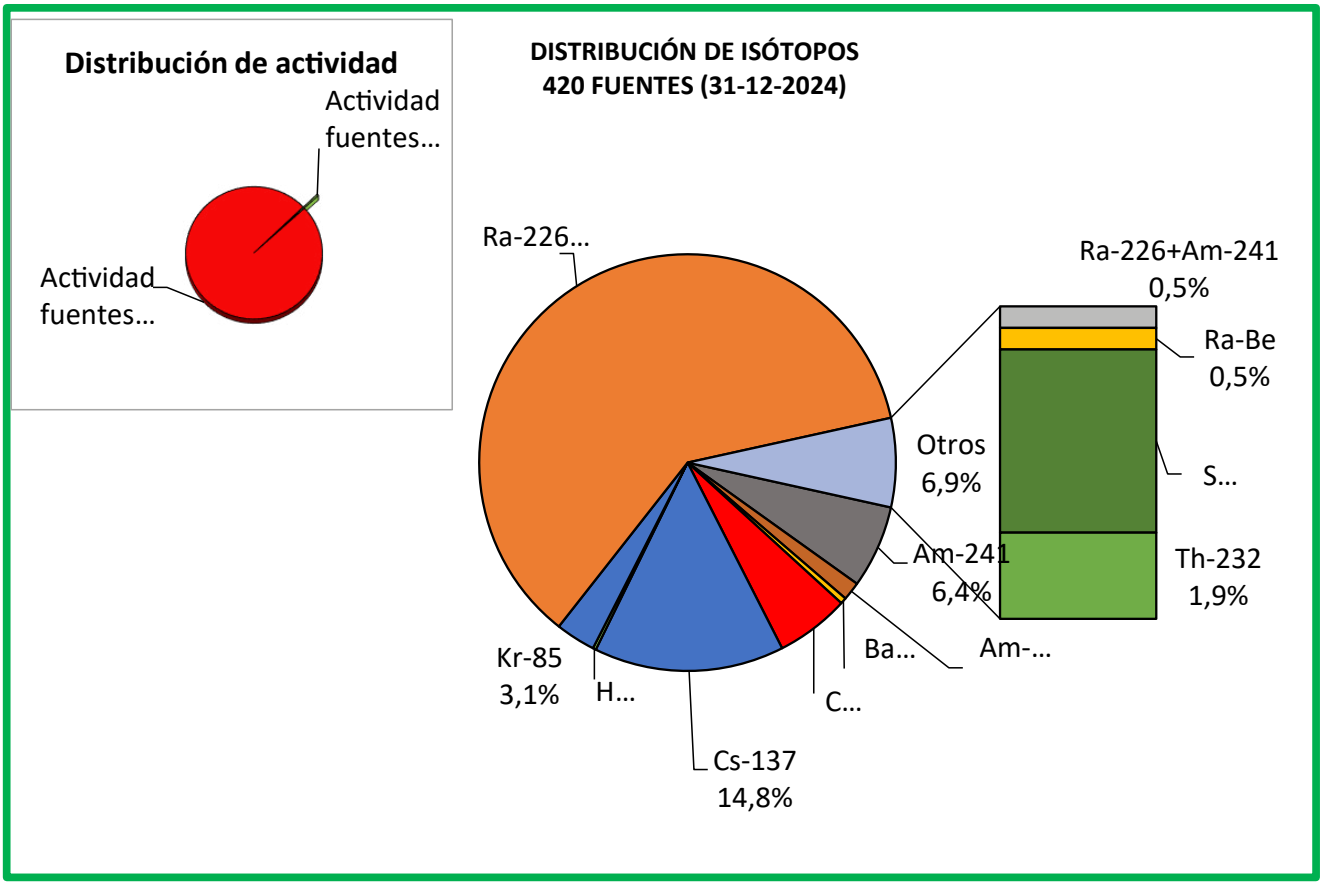
Con el fin de hacer frente a las necesidades anteriores, en este real decreto 451/2020, se establecen las medidas, los requisitos de vigilancia y control, y los procedimientos de actuación, en caso de detección o procesamiento de fuentes, que se deberán adoptar en las instalaciones destinadas a la recuperación, almacenamiento o manipulación de materiales metálicos para su reciclado.

A 31 de diciembre de 2024, Enresa ha inspeccionado un total de 6048 piezas segregadas de entre la chatarra, de las cuales 420 han sido fuentes radiactivas huérfanas.

Un 61% de esas fuentes han sido de Ra-226, sin embargo, tan solo suponen un 0,4% de la actividad total de fuentes retirada al C.A. El Cabril.

En el marco del Protocolo y del RD541/2020, Enresa ha realizado un total de 655 inspecciones en 88 instalaciones.


ACTUACIONES DE LA UTPR
31-12-2024
Nº
Nº
AÑO
1998 2000 2002 2004 2006 2008 2010 2012 2014 2016 2018 2020 2022 2024
3 21 35 45 67 101 151 196 242 282 327 358 381 409 428 449 477 493 517 538 555 580 596 605 632 655
Planificadas
Inmediata
Incidente
Específica
Acumulado


Distribución de actividad
Actividad fuentes...
Actividad fuentes...
DISTRIBUCIÓN DE ISÓTOPOS
420 FUENTES (31-12-2024)
Ra-226...
Ra-226+Am-241
0,5%
Ra-Be
0,5%
S...
Th-232
1,9%
Otros
6,9%
Am-241
6,4%
Am-...
Ba...
C...
Cs-137
14,8%
H...
Kr-85
3,1%

v

GESTIÓN DE FUENTES DE Ra-226. INICIATIVA OIEA

Peinador Nuño, M. T. (1)
(1) ENRESA

Participación de Enresa en la “Iniciativa Mundial de Gestión del Ra-226” , auspiciada por el Organismo Internacioanl de Energía Atómica (OIEA) para la gestion de fuentes antiguas de Ra-226 en la obtención de radio trazadores con Ac-225.

Desde principios del año 2022, Enresa ha estado activamente involucrada en la “Iniciativa Mundial de Gestión del Ra-226”, auspiciada por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Esta iniciativa se centra en la gestión de fuentes antiguas de Ra-226, un isótopo radiactivo que tiene aplicaciones importantes en la obtención de radio trazadores con Ac-225, especialmente en investigaciones relacionadas con el tratamiento de células cancerosas. La OIEA busca promover prácticas seguras y eficientes en el manejo de estos materiales, facilitando así el avance en la investigación médica.

En el marco de esta plataforma, se busca facilitar el intercambio de información entre empresas que poseen fuentes de Ra-226 y que están dispuestas a cederlas, y aquellas que tienen la intención de reciclar este material para fines científicos. Este enfoque colaborativo es fundamental para asegurar que las fuentes radiactivas sean utilizadas de manera responsable y efectiva en la investigación médica.

A lo largo de esta iniciativa, varias empresas han contactado a Enresa para solicitar información sobre las fuentes de Ra-226 que se encontraban almacenadas en El Cabril. La información solicitada incluye no solo la actividad de las fuentes, sino también el tipo de fuente (encapsulada, fuentes procedentes de pararrayos, fuentes procedentes del desmontaje de detectores iónicos de humo, agujas, etc.). Sin embargo, la mayoría de estos contactos han consistido en intercambios preliminares de información, sin llegar a formalizarse acuerdos concretos de intercambio.

Uno de los contactos más destacados fue con Niowave Inc., una empresa estadounidense dedicada a la investigación y fabricación de productos farmacéuticos. Niowave mostró un interés particular en el inventario de fuentes de Ra-226, y tras varias reuniones y negociaciones, se llegó a un acuerdo que permitió a Enresa transferir 28 fuentes de Ra-226 en desuso a la entidad americana. Estas fuentes se destinarían exclusivamente a la investigación y desarrollo de medicamentos nucleares para combatir el cáncer, lo que representa un avance significativo en la lucha contra esta enfermedad.

Una vez firmado el acuerdo, Enresa inició los trámites administrativos necesarios para obtener las autorizaciones pertinentes, que incluían la licencia de exportación de fuentes y la inscripción en el Registro Especial de Operadores de Comercio Exterior (REOCE). Además, se llevaron a cabo trabajos de acondicionamiento de las fuentes para garantizar su transporte seguro.

Las 28 fuentes fueron acondicionadas dentro de blindajes adecuados y distribuidas en seis contenedores de transporte Tipo A. La distribución se realizó de tal manera que la actividad de Ra-226 en cada contenedor no superara los 3.000 MBq. Asimismo, se seleccionaron blindajes que aseguraban que la dosis en contacto de los contenedores no excediera los 2 mSv/h, cumpliendo así con las normativas de seguridad. Todos los contenedores fueron etiquetados conforme a las regulaciones del ADR (Acuerdo Europeo sobre el Transporte Internacional de Mercancías Peligrosas por Carretera) y del IMDG (Código Marítimo Internacional de Mercancías Peligrosas). Estos contenedores se estibaron en un contenedor marítimo de 20 pies para su transporte hasta las instalaciones de Niowave.

El transporte de las fuentes comenzó el 16 de diciembre de 2024, trasladándose por carretera desde las instalaciones de El Cabril, en Córdoba, hasta el Puerto de Valencia. Allí, las fuentes fueron cargadas en un buque el 19 de diciembre, con destino a Norfolk, Virginia, en Estados Unidos, donde llegó satisfactoriamente a principios de enero.

Actualmente, tras esta primera experiencia exitosa, Enresa continúa manteniendo contactos con otras compañías para continuar con esta iniciativa de transferencia de fuentes de Ra-226.

ALTERNATIVAS PARA REDUCIR LAS CANTIDADES DE MATERIALES RESIDUALES GENERADOS POR INDUSTRIAS NORM

Real Gallego, A. (1); Escribano Nieto, A. (1); García Puerta, B. (1); García García, E. G. G. E. 7. (2); Vico Del Cerro, E. (2)
(1) CIEMAT; (2) ENRESA

La Comisión Europea promueve desde hace años la prevención de producción de residuos y la preferencia por su reutilización y reciclaje en lugar de su almacenamiento. La Directiva Marco de Residuos 2008/98/CE estableció la jerarquía de gestión de residuos y el concepto de “criterios de fin de residuos” para facilitar la reutilización y el reciclaje de materiales residuales. Estos principios

se han reforzado en Europa con los planes de acción de Economía Circular de 2015 y 2020, dirigidos a acelerar los cambios requeridos por el Pacto Verde Europeo.

Determinados procesos industriales generan diversas cantidades de materiales residuales que pueden contener radionucleidos de origen natural (NORM). La Directiva 2013/59/EURATOM exige que los NORM se gestionen dentro del mismo marco regulador que otras prácticas que causan exposición a radiaciones ionizantes.

Tanto en España como en Europa y el mundo, la reutilización (aprovechamiento de materiales para su propósito original, ya sea en su forma inicial/original o en un estado recuperado) y/o el reciclado (utilización de materiales, herramientas y equipos para un propósito distinto del original, con o sin tratamiento) de materiales residuales NORM están enmarcados en un conjunto de regulaciones que buscan la protección del ser humano y del medio ambiente, a la vez que se promueve la integración en una economía circular. Sin embargo, su implementación requiere controles estrictos que garanticen que estas alternativas son seguras desde el punto de vista de protección radiológica.

En la gestión de los materiales residuales NORM los términos exención y desclasificación son clave. Para países de la Unión Europea, estos términos se definen muy claramente en el artículo 4 de la Directiva 2013/59/EURATOM, transpuesta en España mediante el Real Decreto 1217/2024, de 3 de diciembre de 2024, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas, y otras actividades relacionadas con la exposición a las radiaciones ionizantes.

El presente trabajo se ha realizado en el marco del Convenio entre Enresa y Ciemat para el desarrollo del proyecto de I+D sobre Optimización en la Gestión de Materiales Residuales NORM (OPTINORM).

El trabajo describe las diferentes alternativas propuestas y/o utilizadas en países europeos y del mundo para reciclar y reutilizar materiales residuales de diferentes industrias NORM, con el fin de optimizar procesos productivos, contribuyendo así a un desarrollo sostenible y equilibrado, que finalmente beneficie a las empresas, a la sociedad y al medio ambiente.

Dichas alternativas incluyen el reciclado y/o reutilización de los materiales residuales de industrias NORM en: agricultura, fabricación de cemento y de materiales cerámicos, construcción de carreteras, material de cobertera en vertederos o la captura de CO2, entre otras.

Desde las organizaciones europeas e internacionales se apoya fuertemente el desarrollo de metodologías que permitan que los materiales residuales producidos por industrias NORM se reutilicen o reciclen, dadas las ventajas económicas, sociales y ambientales que ello supone, y por contribuir a una economía circular sostenible.

Algunos países han comenzado a introducir específicamente la reutilización y el reciclaje de materiales residuales NORM en sus reglamentaciones.

DETERMINACIÓN DE 55FE Y 63NI EN MUESTRAS DE CENTRALES NUCLEARES EN DESMANTELAMIENTO, MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE CENTELLEO LÍQUIDO Y REGRESIÓN PLS

Rozas Guinea, S. (1); Fons Castells, J. (2); Idoeta Hernandorena, R. (1); Tarancón Sanz, A. (2); Herranz Soler, M. E. (1); Tent Petrus, J. (2); Rigol Parera, A. (2)
(1) Escuela de Ingeniería de Bilbao (UPV/EHU); (2) Facultat de Química (UB)

INTRODUCCIÓN

La caracterización radiológica de los componentes de las centrales nucleares en desmantelamiento, y de los compartimentos medioambientales que pudieran verse afectados, todavía supone un reto para algunos laboratorios con experiencia en la vigilancia radiológica ambiental de las instalaciones nucleares. Por un lado, los materiales objeto de análisis son complejos, en lo que a su tamaño, composición y heterogeneidad se refiere. Por otro lado, el inventario radiactivo difiere del habitual durante la operación de las centrales nucleares, con una presencia más significativa de los productos de activación y diferentes relaciones de actividad entre los radionucleidos.

En el desmantelamiento de las centrales nucleares, los productos de fisión y activación mayoritarios son radionucleidos de vida media o larga que emiten radiación X, partículas beta y/o radiación gamma en sus procesos de desintegración radiactiva, por ejemplo: ^{14}C, ^{55}Fe, ^{63}Ni, ^{60}Co, ^{90}Sr, ^{99}Tc y ^{241}Pu. Por ello, una de las técnicas de medida más extendida para su análisis en laboratorio es la espectrometría de centelleo líquido (LSS). Esta técnica permite detectar cualquier tipo de radiación ionizante o partícula cargada y ofrece una excelente eficiencia y un fondo ultra bajo. Sin embargo, presenta una resolución espectral limitada y requiere el tratamiento

de la muestra y la separación radioquímica antes de la medida, conllevando algunas dificultades con muestras complejas: bajo rendimiento químico, extinción química o de color y baja eficiencia, luminiscencia, baja especificidad e interferencias espectrales.

Una de las alternativas más prometedoras para resolver la superposición de señales en los espectros LSS es la deconvolución. Así, en este trabajo, se presenta el uso de la regresión de mínimos cuadrados parciales (PLS) para la reducción de interferencias espectrales en la determinación de ^{55}Fe y ^{63}Ni.

MATERIAL Y MÉTODOS

El trabajo se ha centrado en las posibles interferencias espectrales de los radionucleidos seleccionados a partir de la especificidad de la separación radioquímica, la principal reacción nuclear que origina el producto de fisión o activación y su nivel de actividad en el material predominante, el proceso de desintegración radiactiva y el periodo de semidesintegración.

Para calibrar el modelo PLS, se ha preparado un conjunto de patrones de radionucleidos individuales (objetivos e interferentes) a diferentes niveles de concentración de actividad, y se ha medido utilizando dos espectrómetros de centelleo líquido diferentes: 1220 Quantulus™ y Hidex 300 SL.

Posteriormente, para probar la aplicabilidad del modelo, se han simulado espectros de múltiples radionucleidos a partir de los obtenidos experimentalmente, cubriendo una gama de posibles relaciones objetivo/interferente, y se han cuantificado.

Por último, el modelo PLS se ha validado empleando mezclas de radionucleidos preparadas en el laboratorio y materiales de control de calidad.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran que el método LSS – PLS es prometedor en la deconvolución de emisores beta de baja energía y permite una reducción de la interferencia en la determinación de ^{55}Fe y ^{63}Ni en muestras de centrales nucleares en desmantelamiento.

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DEL BÚNKER DE UN CICLOTRÓN Y GESTIÓN DE RESIDUOS RADIACTIVOS

Guzmán García, K. A. (1); Pérez Martín, P. (1); Santibañez Ortiz, M. (2)
(1) ENUSA Madrid; (2) Equipos Nucleares S.A. de S.M.E.

INTRODUCCIÓN

Durante la operación de un ciclotrón utilizado para producción de radioisótopos, se produce activación en las estructuras del ciclotrón y las infraestructuras circundantes, como los muros del búnker.

En este trabajo se presentan actividades que ha llevado a cabo ENUSA-ENSA AIE (EE-AIE) relacionadas con la modificación de una instalación debido al cese de actividad y traslado del ciclotrón: la gestión de los residuos operacionales y la caracterización del búnker desde el punto de vista de la activación de los materiales.

MATERIAL Y MÉTODOS

En cuanto a la gestión de residuos, se realizó la caracterización y clasificación de los residuos, facilitando su gestión final por ENRESA. Los residuos fueron segregados por tipología en unidades de contención (UCs) que se caracterizaron mediante medidas de tasa de dosis (TD), de contaminación superficial desprendible (CSD) y de espectrometría gamma utilizando un detector CeBr3 de 1,5”x1,5”. Los espectros obtenidos permitieron determinar la concentración de actividad e isotopía mediante el software GENIE2000 con modelos ISOCS de eficiencia. El análisis se realizó siguiendo la metodología descrita en la Guía CSN 9.02. Una vez categorizados como radiactivos, se verificó el cumplimiento de los criterios de aceptación de ENRESA (TD<2mSv/h, sin CSD).



FIGURA 1.- Gestión de los residuos (acondicionamiento, caracterización radiológica: tasa de dosis, CSD y espectrometría gamma)

Para la caracterización radiológica del búnker, se extrajeron testigos en las zonas de mayor interés como paredes, suelo y puerta, y se analizó su isotopía y concentración de actividad a distintas profundidades mediante espectrometría gamma. Para seleccionar la posición de los testigos se simuló el flujo neutrónico en el búnker con el código MCNP6.2. Con los resultados obtenidos se elaboró un mapa de fluencia.

RESULTADOS

Todas las UCs se gestionaron mediante Enresa como residuos radiactivos. Contenían isótopos tales como Na-22, Mn-54, Co-57, Co-60; en el caso de las foils se encontraron además isótopos de Be-7 y Cr-51.

De dos testigos no se pudo determinar la activación correspondiente a cada profundidad por la composición constructiva del muro (bloques de hormigón macizados in situ). De los ocho restantes se pudo determinar la concentración de actividad correspondiente a la profundidad, encontrándose en todas las muestras Co-60 y Eu-152. En la figura se muestran los resultados normalizados.

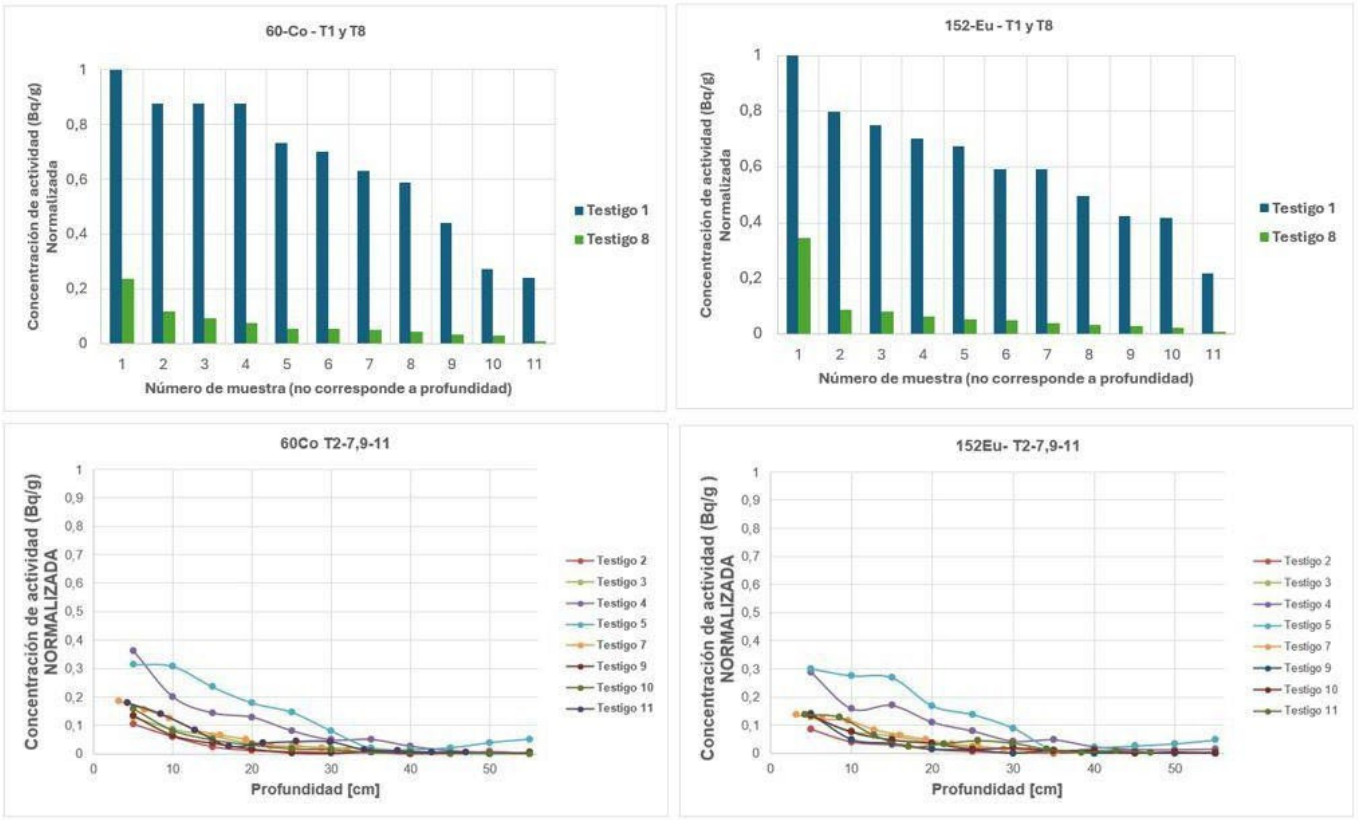


FIGURA 2 Resultados de los testigos de hormigón

CONCLUSIONES

Cuando las necesidades de producción conllevan la gestión de residuos operacionales antes de su decaimiento, estos se deben caracterizar y gestionar según la normativa vigente.

La metodología y los resultados obtenidos en la gestion de los residuos constituyen un avance importante debido a la escasez de literatura sobre la caracterización de este tipo de residuos, estableciendo una referencia para futuras investigaciones en este ámbito.

En cuanto al búnker, los resultados de actividad de los testigos en el búnker coincidieron con las zonas de mayor y menor impacto identificadas en el modelo MCNP6.2. Esto validó el modelo como herramienta confiable para evaluar el impacto radiológico del ciclotrón en el búnker, lo que permite extrapolar la metodología a instalaciones similares.

EVALUACIÓN DEL RIESGO DE EXPOSICIÓN EXTERNA DEBIDO A LA ACTIVACIÓN DE COLIMADORES DE BRONCE EN PROTONTERAPIA

López Iglesias, T. (1); Castro Novais, J. (2); Mazal, D. A. (2)
(1) Universidad Complutense de Madrid; (2) Centro de Protonterapia Quirónsalud

En este estudio se evalúa el riesgo de exposición externa debido a la activación de colimadores de bronce en protonterapia utilizados para reducir la penumbra lateral y la dosis en órganos cercanos al volumen tumoral. Tras irradiar un colimador de bronce con un haz de 226 MeV, se midió la tasa de dosis en contacto y el espectro energético. La tasa de dosis decae significativamente con el tiempo, hasta un 50% de la inicial tras dos horas y hasta un 10% tras las 15 horas. En el espectro de energía se destaca el presente a 511 KeV, característico de fotones de aniquilación de ciertos radioisótopos generados. Como conclusión, se recomienda el uso de dosimetría de anillo para evaluar la exposición en extremidades. Considerando su posterior almacenamiento, su riesgo radiológico tras 24 horas muestra valores cercanos al fondo radiactivo natural.

INTRODUCCIÓN

La utilización de colimadores metálicos en protonterapia con haces escaneados reducen la penumbra lateral y la dosis en órganos próximos al volumen tumoral. Sin embargo, las altas energías de los protones empleadas en este tipo de tratamientos hacen que se produzca su activación.

El objetivo del presente trabajo es evaluar el riesgo de exposición externa en la operación y almacenamiento de colimadores de bronce activados en protonterapia.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se irradia un colimador de bronce de composición (81-86% Cu, 5,2-8% Sn, 5-8% Pb, 2-5% Zn) en el acelerador de protones Proteus One (Ion Beams Application, IBA, Belgica) del Centro de protonterapia Quirónsalud. En la irradiación se ha utilizado un campo de 1681 UM de 10x10 cm2 y 226 MeV de energía. Para evaluar el riesgo radiológico de exposición externa, se mide la tasa de dosis equivalente en contacto con un detector Geiger LB134 (Berthold Technologies GmbH & Co. KG, Alemania) dos minutos después de la irradiación y del espectro energético con un espectrómetro de NaI modelo de Canberra Osprey (Mirion Technologies Inc, USA).

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se presenta la medida del decaimiento con el tiempo de la tasa de dosis equivalente en contacto.

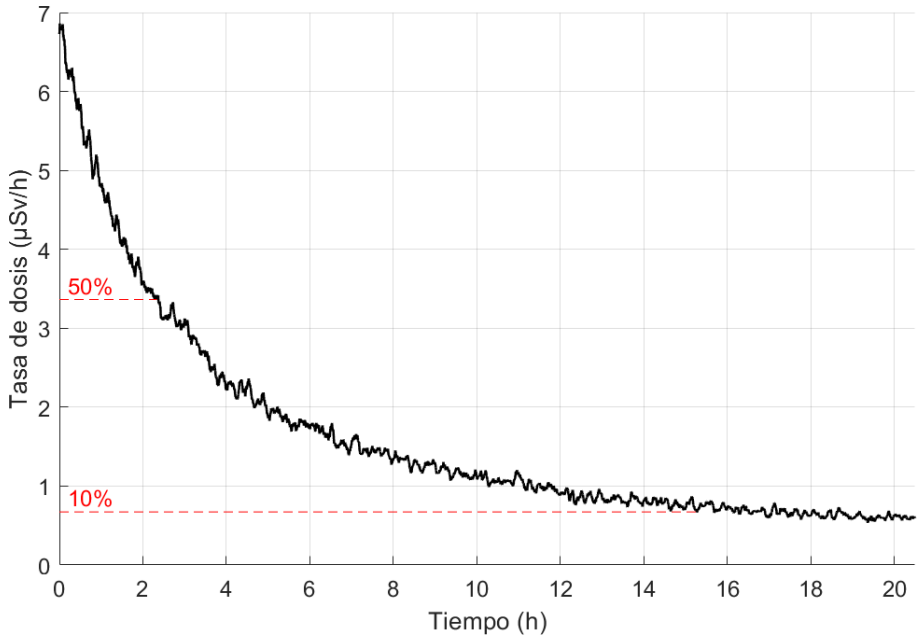


FIGURA 1: Tasa de dosis equivalente frente al tiempo

La tasa de dosis en contacto dos minutos y veinte horas tras la irradiación fueron de 7 µSv/h y 0,5 µSv/h, respectivamente. El periodo de semidesintegración efectivo fue de 2,3 horas y tras cerca de las 15 horas la tasa decae al 10%.

En la FIGURA 2 se presenta el espectro energético donde puede apreciarse que la mayor componente es el pico de fotones de 511 KeV.

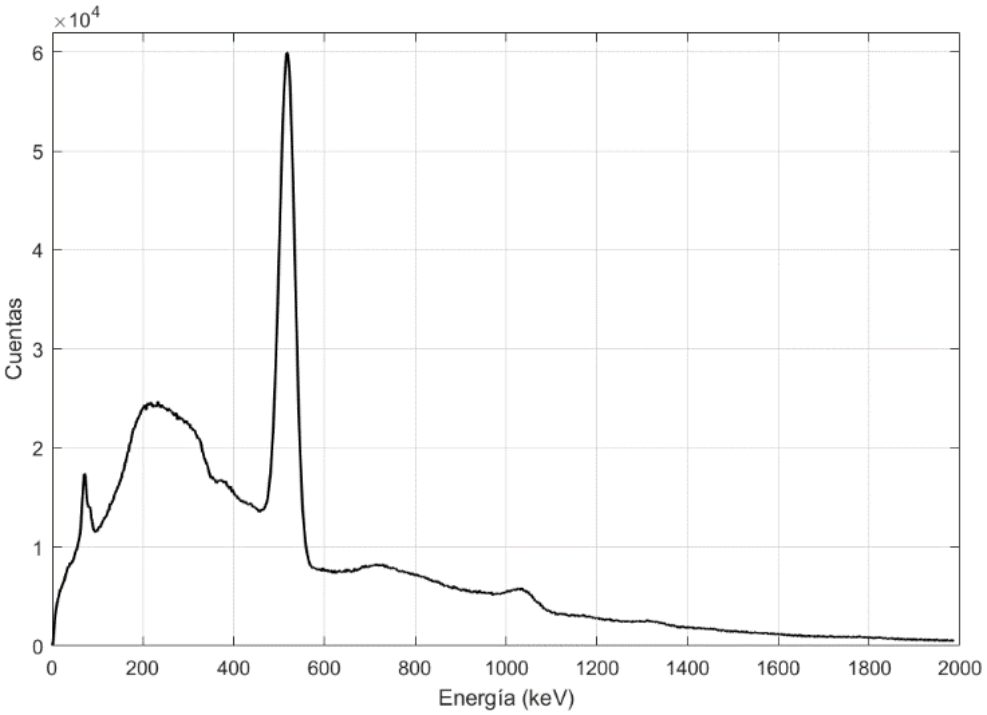


FIGURA 2: Espectro energético tomado 6 minutos tras la irradiación

DISCUSIÓN

La tasa de dosis en contacto tras la irradiación recomienda el uso de dosímetros de anillo para evaluar exposición en extremidades durante la manipulación del colimador.

El pico de energía de 511 KeV es compatible con fotones de aniquilación de desintegraciones $\beta\beta^+$ de radioisótopos como ^{63}Zn, ^{60}Cu, ^{118}Sb y ^{53}Fe, de periodo de semidesintegración del orden de minutos, así como ^{64}Cu, ^{61}Cu, ^{62}Zn o ^{52}Mn, cuyo periodo es del orden de horas, todos ellos reportados por varios autores en simulaciones Montecarlo realizadas sobre colimadores de características similares. Un estudio más detallado con diferentes haces permitirá conocer las concentraciones de estos radioisótopos para la gestión y manipulación de los colimadores.

CONCLUSIÓN

Las tasas de dosis equivalentes en contacto en colimadores utilizados en tratamientos de protonterapia hacen recomendable el uso de dosimetría de anillo para estimar la dosis en extremidades y piel. Tras un día de almacenamiento el riesgo radiológico por exposición externa es bajo.

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

EXPERIENCIA CONJUNTA DE LOS SERVICIOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y DE PREVENCIÓN DE RIESGOS LABORALES EN LA MONITORIZACIÓN DE NIVELES DE RADÓN EN UN ENTORNO HOSPITALARIO

Martínez Ortega, J. (1); Escalada Pastor, C. (1); Montes Uruén, A. (1); Torres López, M. (1); Liñán Rodríguez, P. M. (1); Mazón Cuadrado, L. (1); Conde Benito, J. L. (1); Palazuelos García, L. M. (1); Cabrero Martín, B. (1); Borda Olivas, J. R. (1)
(1) HU Puerta de Hierro Majadahonda

INTRODUCCIÓN

El radón es un gas radiactivo presente en el medio ambiente cuya inhalación produce irradiación en los pulmones.

La Directiva 2013/55/EURATOM, traspuesta en los reales decretos 1029/2022 y 1217/2024, introduce 300Bq/m3 como nivel de referencia en la concentración de radón en entornos laborales, siendo los Servicios de Radiofísica y PR (SRPR) responsables de la vigilancia de las dosis recibidas por los trabajadores a su cargo.

El Servicio de Prevención de RRLL (SPRL) solicitó asesoramiento técnico al SRPR para la evaluación de niveles de radón y posterior asesoramiento al titular. Nuestro ámbito de actuación incluye el área de la Sierra de Guadarrama (Madrid), inslcuyendo centros situados en zona 2, según el Código Técnico de Edificación (RD732/2019).

El objetivo de este trabajo es compartir los primeros resultados en dos centros hospitalarios de nuestra área (H1 y H2).

MATERIAL Y MÉTODOS

Siguiendo la metodología de la Guía de Seguridad 11.2 del CSN, un laboratorio acreditado (ISO-11665-4:2021) midió la exposición al radón de noviembre de 2023 a enero de 2024, con detectores pasivos de trazas Radosys CR-39 (Radosys, Hungría).

Se comenzó por las plantas inferiores de los edificios de H1 y H2, con 30 y 17 detectores respectivamente. El SRPR añadió a cada medida el valor máximo de la incertidumbre (k=2) y la corrigió por el factor de ocupación. Se midió en las plantas superiores de los edificios en que se superaron 300Bq/m3.

En las salas con máxima concentración de H1 y H2 se registró, durante una semana laboral completa, la concentración de radón de cada hora, empleando un detector SunRadon 1080XP (SunNuclear, EE.UU.) y se estimó la concentración durante la jornada laboral del personal afectado.

RESULTADOS

En H1 y H2 se superó el límite en 3 (376, 473 y 1408Bq/m3) y 5 (307, 315, 440, 612 y 792Bq/m3) salas, respectivamente.

Las concentraciones máximas por hora se registraron fuera del horario laboral, siendo el promedio durante la jornada laboral 566,4Bq/m3 en H1 (Figura 1) y 265,7Bq/m3 en H2 (Figura 2).

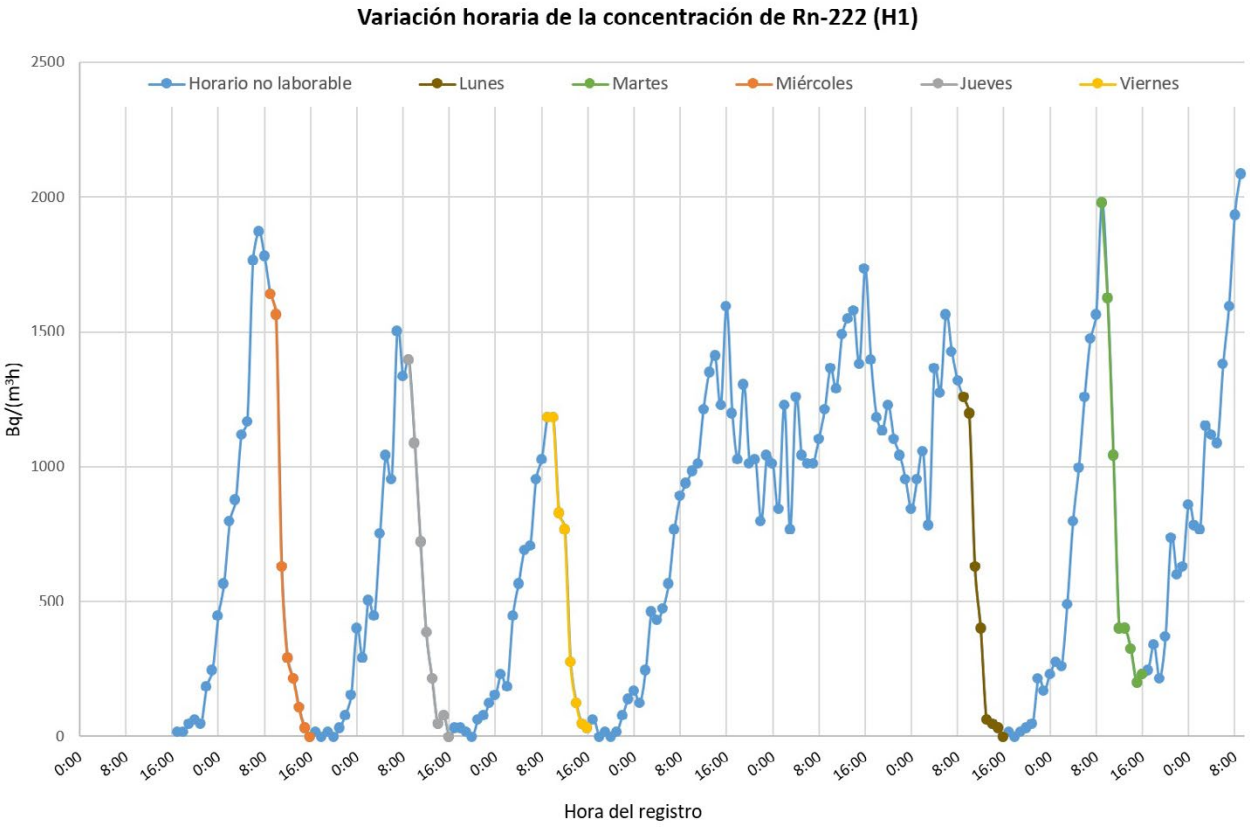


FIGURA 1

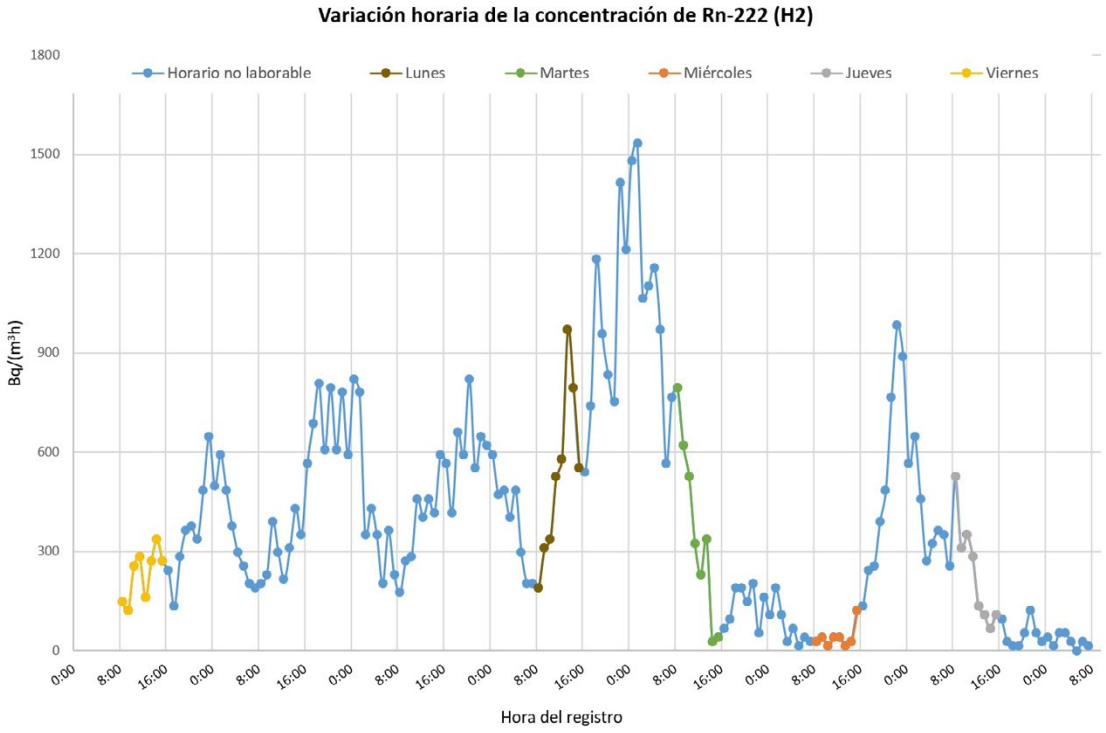


FIGURA 2

DISCUSIÓN

Se informó a los titulares de cada centro de los valores estimados y se propusieron las siguientes medidas:

En H1 se recomendó contratar una empresa especializada para la remediación. Entre tanto se recomendó ventilar las salas afectadas durante el horario no laboral.

La empresa contratada confirmó nuestros resultados e instaló un sistema de ventilación forzada en el edificio para reducir las concentraciones. Durante el invierno de 2024-25 realizará medidas de seguimiento.

En H2 se recomendó contratar una empresa especializada para examinar alguno de los edificios en que se superó el nivel de referencia. Se realizarán nuevas medidas en plantas superiores durante el invierno de 2024-25.

CONCLUSIONES

Una buena coordinación entre los SPRL y SRPR en los hospitales permite un trabajo más eficiente, presentando un único informe al titular.

Las concentraciones más altas de radón se dan en horario nocturno, como era de esperar.

En H1, la solución propuesta por empresa contratada no tuvo un coste elevado y se ha mostrado eficaz.

LISTADOS DE VERIFICACIÓN PARA LA REVISIÓN DEL PLAN DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA EXTERNA

Pinto Monedero, M. (1); Moreno Saiz, C. (2); Ruíz Morales, C. (1); Ansón Marcos, C. (3); Gutiérrez Ramos, S. (4); Moreno Anaya, E. (2)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda; (2) Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada; (3) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau; (4) Hospital Juan Ramón Jiménez

INTRODUCCIÓN

La seguridad del paciente es fundamental en radioterapia, especialmente debido a la creciente complejidad tecnológica de los tratamientos. La revisión del plan por Radiofísicos Hospitalarios (RFH) y Técnicos en Radioterapia (TSRD) ha demostrado mejorar la calidad y prevenir errores. Las listas de verificación permiten controlar tareas clave del proceso radioterápico, identificando fallos cometidos a lo largo del plan.

El grupo de trabajo (GT) de “Revisión del plan de tratamiento en radioterapia externa”, propone una serie de listas de verificación organizadas por etapas del proceso radioterápico, como herramienta para garantizar la seguridad y la calidad en los tratamientos.

MATERIAL Y MÉTODO

Inicialmente, se realiza una revisión bibliográfica para identificar los riesgos inherentes a un proceso radioterápico. Posteriormente, se diseñan las listas de verificación para cada una de las etapas del proceso (localización, planificación, verificación, inicio y tratamiento) desarrolladas en los proyectos MARR (Matrices de Riesgo en Radioterapia) y MARRTA (Matrices de Riesgo en Técnicas Avanzadas), teniendo en cuenta una evaluación proactiva del riesgo en cada una de las etapas. También, los ítems de las listas se han fundamentado en el informe del TG 275 de la AAPM y la guía MPPG 11.a; documentos que proporcionan recomendaciones básicas en forma de lista de verificación para revisar los planes de tratamiento. Estos ítems han sido cuidadosamente seleccionados para prevenir errores, tener relevancia técnica y clínica, ser claros y fácilmente aplicables.

RESULTADOS

Se presentan 5 listados de verificación: localización, planificación, verificación, inicio y tratamiento (propuesta en 3 revisiones periódicas: diaria, semanal y de fin). Las listas se presentan en formato de tabla donde cada ítem se acompaña por los sucesos iniciadores del proyecto MARRTA que tienen relación con el ítem descrito, los incluidos en el TG 275 y una descripción de cada ítem para comprender de forma más detallada qué se recomienda revisar (ver tabla 1).

Etapas GT	ITEM	DESCRIPCIÓN : ¿Qué se mira en la lista de verificación?	SUCESO INICIADOR MARRTA	ITEM TG 275
Verificación	Cálculo redundante de dosis o de UM	Evaluar el calculo redundante y comprobar que los parámetros dosimétricos están dentro de los niveles de tolerancia establecidos en el PGCS		TP-Q10-13
Verificación	Plan QA calculado en el TPS de tratamientos de intensidad modulada.	Evaluar la distribución de dosis calculada en el TPS sobre el detector de control de calidad de pacientes: comprobar que la matriz de cálculo es adecuada, que no se irradie la electrónica, que el plano elegido o punto de medida de dosis es el idóneo, etc...		
Verificación	Irradiación del plan en modo QA	Comprobar que la irradiación se ha realizado en modo QA y que por lo tanto no va a interferir en la dosimetría del paciente	VER-03 (FM, CA) SIN-03	TP-Q10-10
Verificación	Viabilidad de la irradiación de los haces en la unidad	Comprobar que los haces cumplen los requisitos técnicos para poder ser irradiados en la unidad.		
Verificación	Evaluación del QA del tratamiento	Evaluación de la dosis calculada en el TPS frente a la dosis medida por el detector. Comprobar que se cumplen los niveles de tolerancia establecidos en el PGCS para la validación del tratamiento		
Verificación	Tabla de tolerancia	Comprobar que se ha seleccionado la tabla de tolerancia adecuada durante la importación de los datos de tratamiento a la red de registro y verificación.	VER-01 (FB, CA)	TP-Q6-14 TP-Q7a-20
Verificación	Coordenadas del isocentro	Comprobar que las coordenadas del isocentro en la red de registro y verificación coinciden con las coordenadas indicadas en el TPS de acuerdo a las trasnformaciones pertinentes entre ambos.	VER-01 (FB, CA)	TP-Q7a-23
Verificación	Múltiples isocentros	En el caso de múltiples isocentros, comprobar que ambas prescripciones se han exportado correctamente y que cada plan de tratamiento coincide con la prescripción correspondiente en la red de registro y verificación	VER-01 (FB, CA)	
Verificación	Dosis/Fracción, número de fracciones	Verificar que la dosis por fracción reflejada en la red de registro y verificación coincide con la prescrita y que el número de fracciones es el correcto	VER-01 (FB, CA)	TP-Q7-a-2

TABLA 1: Extracto de la lista de verificacion de la etapa “verificación”.

DISCUSIÓN

Dividir las revisiones en etapas permite detectar fallos precozmente, facilitando su corrección y evitando repetir trabajo innecesariamente. Debido a la complejidad del proceso, los ítems de los listados se deben identificar y realizar de forma fácil y ágil, siendo de gran ayuda el uso de sistemas informáticos para la automatización de la revisión del plan. Estas revisiones deben realizarse sin distracciones, con antelación al inicio del tratamiento y estar integradas en el flujo de trabajo, destinando los recursos adecuados para ello. Además, se recomienda disponer de un sistema que impida avanzar sin completar estas verificaciones, garantizando su cumplimiento incluso en condiciones de alta presión asistencial.

CONCLUSIONES

La revisión del plan y de los registros de tratamiento en radioterapia en forma de lista de verificación, es una barrera de seguridad eficaz para identificar errores y aumentar la seguridad del paciente en un proceso radioterápico. Se recomienda implementar por cada etapa de tratamiento un listado de verificación, permitiendo así la detección precoz de un posible incidente.

EVALUACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN EN MEDIDAS DE HP(3) PARA DOSIMETRÍA DE CRISTALINO EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS DE RADIOLOGÍA VASCULAR

Espinosa López, N. (1); Guerrero Vara, R. (1); Muñoz, J. (2); Pallerol Pinzano, R. (1); Ruiz Martínez, A. (1); Carrasco De Fez, P. (1)
(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau; (2) Centro de Dosimetría SL, Barcelona

INTRODUCCIÓN

El RD 1029/2022 establece un límite de dosis a cristalino de 100 mSv en cinco años oficiales consecutivos. La dosimetría de cristalino se efectúa con dosímetro específico suspendido en la patilla de las gafas plomadas (fuera del blindaje). La literatura reporta factores de corrección de alrededor de 0.3-0.5 [1] sobre la lectura del dosímetro sin protección para obtener el valor de dosis contemplando la protección. El objetivo es validar dicho factor de manera experimental.

MATERIAL Y MÉTODO

Se emplearon unas gafas plomadas Modelo ARC-Pres-S con protección frontal equivalente a 0.75 mm Pb y lateral 0.50 mm Pb para rangos de 50-100 kV.

Se utilizaron simultáneamente dos dosímetros de cristalino calibrados en términos Hp(3) por el Centro de Dosimetría S.L. Para un dosímetro se utilizó el soporte estándar suspendido en la patilla de la gafa plomada (dosímetro 1). Para el otro (dosímetro 2) se creó un soporte adaptado para quedar totalmente protegida por la gafa (figura 1).

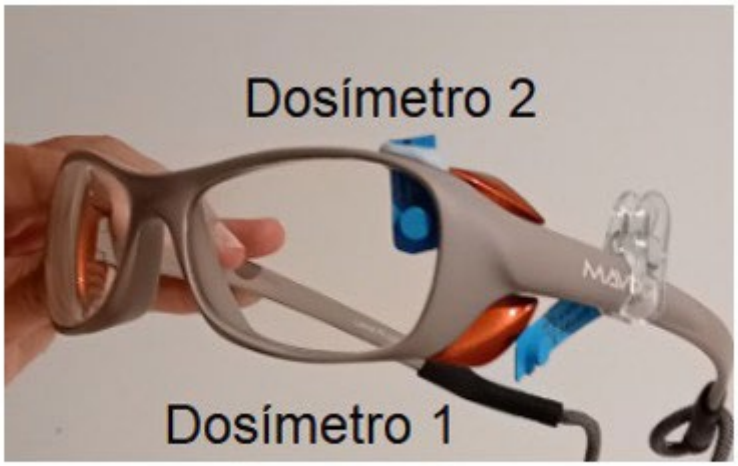


Figura 1: Posicionamiento de los dosímetros en las gafas

El estudio se realizó en un médico especialista en radiología vascular, teniendo en cuenta todos los procedimientos llevados a cabo por él durante el periodo comprendido de mayo a noviembre de 2024 (ambos incluidos).

Se registraron los valores mensuales de Hp(3) para ambos dosímetros (protegido y no protegido). Como información adicional, se registró el valor de Hp(10) del dosímetro personal de cuerpo entero, situado bajo el delantal plomado con una

equivalencia de 0.5 mm Pb, y de Hp(0.07) del dosímetro de anillo, situado bajo guantes plomados con una atenuación del 43% a 80 kV. También se registró el tiempo total de fluoroscopia y el producto dosis área (PDA) total a paciente durante ese tiempo.

Se determinaron el factor de atenuación de las gafas y el factor de corrección a aplicar a partir de la razón entre la suma de las dosis con protección (dosímetro 2) y sin protección (dosímetro 1). Se comparó el factor de corrección con los valores recomendados. Se realizó la propagación de incertidumbres (k=1) teniendo en cuenta la incertidumbre en las medidas individuales de Hp(3).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La TABLA 1 muestra los valores de Hp(3) medidos con ambos dosimetros de cristalino, el valor de Hp(10) de cuerpo entero y Hp(0.07) de anillo, el tiempo total de escopia y el PDA total a paciente. La atenuación determinada de las gafas fue 86±69%, resultando un factor de corrección 0.14±0.11, inferior a los valores descritos en la literatura. No obstante las incertidumbres son elevadas.

Mes	Dosímetro 1 Hp(3)_(mSv)	Dosímetro 2 Hp(3)_(mSv)	Dosímetro cuerpo Hp(10)_(mSv)	Dosímetro anillo Hp(0,07)_(mSv)	Tiempo de escopia	PDA total a paciente (Gycm2)
Mayo	0,28	0,01	0,00	1,50	3:19:11	704,22
Junio	1,58	0,18	0,02	3,39	2:47:08	887,99
Julio	0,30	0,01	0,00	2,19	0:21:00	23,15
Agosto	1,27	0,15	0,07	16,42	4:36:19	769,78
Setiembre	1,04	0,15	0,12	22,28	3:33:22	1737,94
Octubre	0,87	0,10	0,11	10,92	4:25:40	1853,63
Noviembre	1,87	0,41	0,10	6,44	4:48:27	1200,14
Total	7,21	1,01	0,42	63,14	23:51:07	7176,853

Estimación Anual	12,36	1,73

Atenuación Cristal	86%

Tabla 1. Valores de $H_p(3)$ medidos para el dosímetro de cristalino no protegido (dosímetro 1), para el protegido (dosímetro 2), valor de $H_p(10)$ para cuerpo entero medido mediante el dosímetro personal, valores de $H_p(0.07)$ para el dosímetro de anillo, tiempo total de escopia y PDA total a paciente durante ese tiempo.

CONCLUSIÓN

El factor de corrección propuesto en la literatura depende del blindaje utilizado. No obstante la aplicación de un factor de corrección entre 0.3 y 0.5 es segura, ya que proporciona una estimación de la dosis a cristalino conservadora, asegurando la minimización de la probabilidad de efectos tisulares en el cristalino.

REFERENCIA

[1] Principi, S. et al. "The influence of operator position, height and body orientation on eye lens dose in interventional radiology and cardiology: Monte Carlo simulations versus realistic clinical measurements". Physica Medica 32 (9) 1111–1117 (2016).

EVALUACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL EN PROCEDIMIENTOS DE INTERVENCIONISMO EN ESPAÑA: RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL

Barceló Pagès, M. (1); Alejo Luque, L. (2); Corredoira Silva, E. (3); Ordiales Solís, J. M. (4); Pérez Fernández, M. (5); Rodríguez Castillo, M. F. (6); Duch Guillen, M. A. (7); Sáncehz Casanueva, R. M. (8)

(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (Barcelona); (2) Hospital General Universitario Gregorio Marañón; (3) Hospital Universitario de Guadalajara; (4) Hospital Universitario de Cáceres; (5) UTPR Galaria, Empresa Pública de Servicios Sanitarios; (6) H. U. de Valme, SAS, Sevilla; (7) Universitat Politècnica de Catalunya; (8) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

Los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia conllevan una exposición radiológica significativa para los trabajadores. Para evaluar el estado de la protección radiológica, el Grupo de Trabajo "Dosimetría en radiología intervencionista" de la Sociedad Española de Física Médica y la Sociedad Española de Protección Radiológica realizó una encuesta dirigida a centros españoles que realizan procedimientos intervencionistas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó una encuesta distribuida a través de Google Forms que incluía preguntas sobre: acreditación profesional, formación en protección radiológica, estimación de dosis en el cristalino, disponibilidad de sistemas de dosimetría ocupacional en tiempo real y medidas para trabajadoras gestantes. Se recibieron respuestas de 34 centros entre septiembre y diciembre de 2024.

RESULTADOS

Fueron validadas 32 de las 34 respuestas recibidas. En la Figura 1 se muestra la distribución de respuestas según la Comunidad Autónoma.

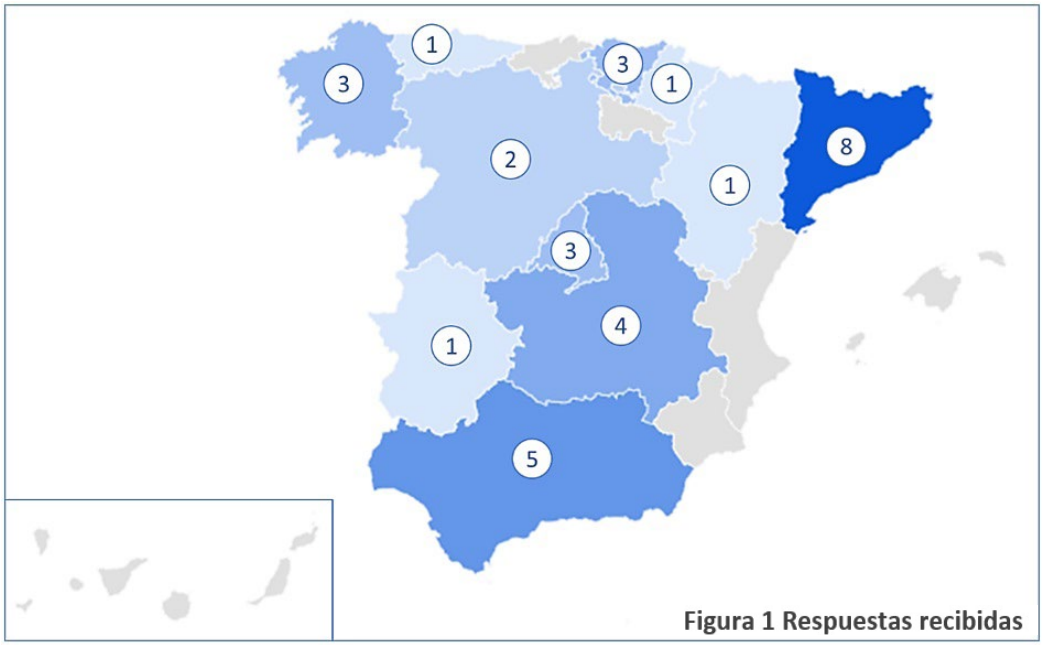


Figura 1 Respuestas recibidas

Los resultados se pueden englobar en:

- *Acreditaciones*: El 53% indicó que todos los directores de instalaciones cuentan con la acreditación requerida, mientras que el 69% aseguró lo mismo para los operadores y solo el 22% para el certificado de segundo nivel intervencionista. El 59% no encuentra dificultades para acceder a cursos acreditadores, pero el resto señala problemas diversos como que el personal debe desplazarse fuera de su comunidad autónoma, falta de oferta regular o insuficiencia de los programas disponibles.
- *Formación*: El 56% ofrece formación continuada de forma ocasional, mientras que solo un 31% la realiza de manera regular. Un 6% no proporciona formación y otro 6% únicamente la organiza a demanda del personal.
- *Equipos de protección*: En la FIGURA 2 se muestran los equipos de radioprotección disponibles y el uso que se les da en la rutina clínica. Para la compra de material individual, el 88% tiene en cuenta la talla y el peso.
- *Estimación de dosis en cristalino*: El 97% realiza estimaciones de dosis, mayoritariamente mediante dosímetros de cristalino.
- *Dosimetría en tiempo real*: El 44% dispone de sistemas de lectura en tiempo real para dosimetría ocupacional, aunque solo el 36% verifican y calibran el sistema.
- *Trabajadoras gestantes*: El 56% adapta directamente las funciones para evitar exposiciones durante el embarazo, mientras que solo el 19% opta por realizar estudios personalizados y aplicar medidas adicionales para que pueda seguir trabajando.

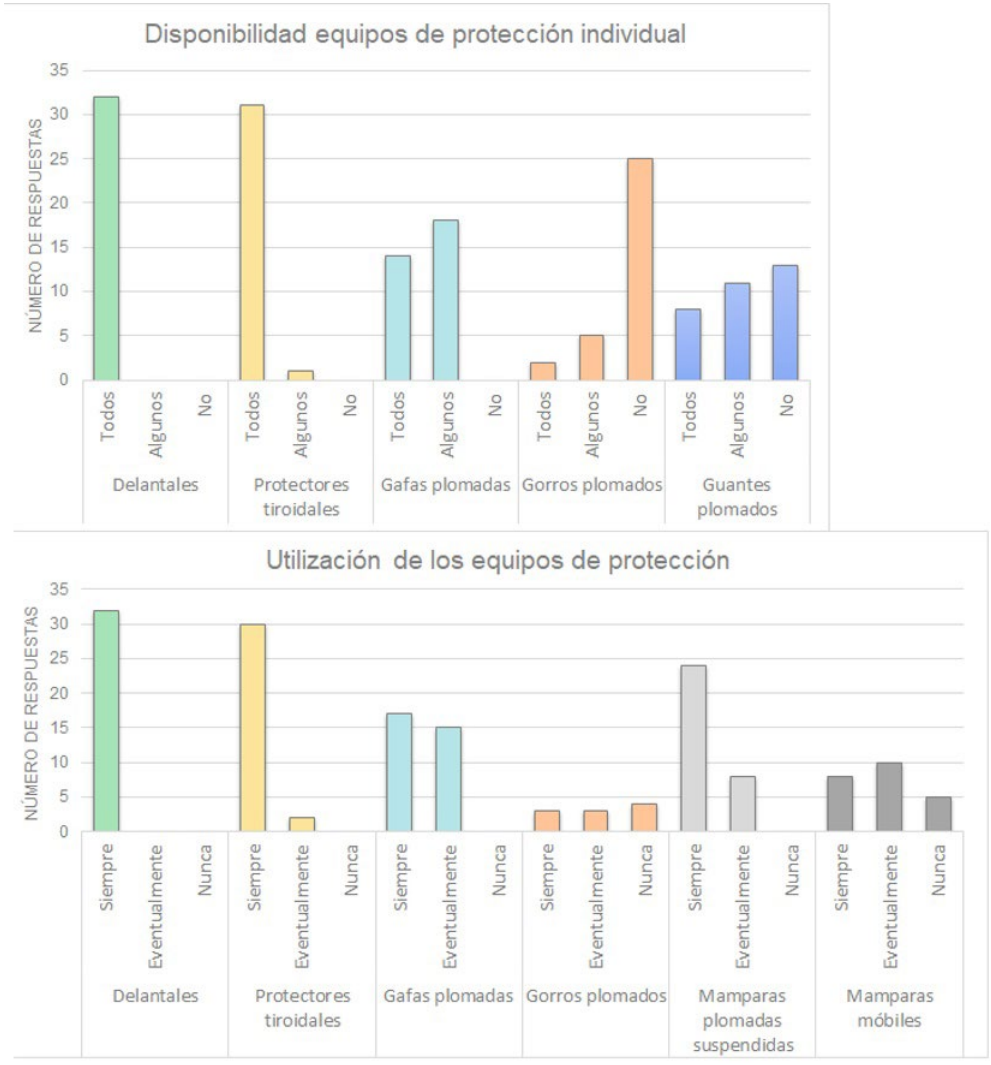


Figura 2 Respuestas sobre la disponibilidad y uso de los equipos de protección radiológica

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los resultados evidencian buenos avances en medidas de protección radiológica, como el uso de delantales, protectores tiroideos y gafas plomadas, y la realización de dosimetría de cristalino, aunque hay margen de mejora en el uso de sistemas de dosimetría en tiempo real con su correspondiente calibración y verificación.

En cuanto a la formación, la proporción de centros que la ofrecen regularmente es baja (31%), lo que pone de manifiesto la necesidad de reforzar la accesibilidad y frecuencia de programas de formación continuada.

Por último, las medidas para trabajadoras gestantes deberían estandarizarse para garantizar tanto su seguridad como su integración laboral.

Es fundamental seguir reforzando prácticas y recursos para alcanzar una protección radiológica más homogénea y efectiva en todo el país.

ANÁLISIS DE POSIBLES CONFLICTOS ANTE LA SITUACIÓN DE EMBARAZO EN TRABAJADORAS EXPUESTAS DESDE EL PUNTO DE VISTA DE LA BIOÉTICA

Béjar Navarro, M. J. (1); Chillida Rey, R. (1); Trujillo García, J. (1); Rodríguez-Manzaneque Sosa, C. (1); Prieto Morán, D. (1); Sevillano Martínez, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Capuz Suárez, A. B. (1); Morís Pablos, R. (1); García Vicente, F. (1)
(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

INTRODUCCIÓN

Las trabajadoras expuestas (TE) embarazadas son un colectivo significativo en cuanto a número y especial desde el punto de vista de la protección radiológica.

La necesidad de un análisis ético surge del posible conflicto entre los intereses personales y laborales de la TE, la protección del feto y el cumplimiento de la legislación vigente, entre otros.

MATERIAL Y MÉTODOS

La aplicación de los elementos de un programa de evaluación y control de las dosis que pueda recibir el feto de una TE implican:

- Declaración formal voluntaria de embarazo.
- Evaluación de las condiciones de trabajo y riesgos.
- Restricciones laborales, si procede.

En este trabajo se ha realizado el análisis del caso de una TE gestante del Servicio de Cardiología-Hemodinamia (SCH) tras realizar la declaración de embarazo. Una vez evaluadas sus condiciones laborales y los historiales dosimétricos de personas con funciones similares, el Servicio de Radiofísica (SRF) recomendó a dicha trabajadora suspender las actividades en las que no existiera barrera estructural entre la fuente de radiación y el feto, siguiendo las directrices del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). La TE rehusó aceptar esta limitación dado que tenía un contrato temporal específico para el puesto de trabajo “a pie de tubo”.

Se ha aplicado el método deliberativo con objeto de proponer soluciones a un problema complejo como el descrito, en el cual varios valores entran en conflicto.

Esto ha supuesto:

- Analizar los hechos y las alternativas de actuación
- Identificar los valores en conflicto y deliberar sobre ellos
- Identificar los cursos extremos e intermedios de acción y elegir el curso óptimo

RESULTADOS

En la figura 1 se representan los valores en conflicto de las personas o instituciones implicadas en el caso.

VALORES EN CONFLICTO		
Autonomía (Criterio) TE	⟷	Autonomía (Criterio) SRF/SPRL
Justicia (no discriminación) TE	⟷	Autonomía (Criterio) SRF/SPRL
Beneficencia TE (Desarrollo profesional/económico)	⟷	No maleficencia (Salud) feto
Beneficencia TE (Desarrollo profesional/económico)	⟷	Autonomía (Criterio) SRF/SPRL (Cumplimiento legislación)
Autonomía (Criterio) SRF/SPRL	⟷	Beneficencia Sº Cardiología/Hemodinamia (todos sus recursos humanos operativos)
No maleficencia SRF (posibilidad de incumplimiento de la legislación)	⟷	Beneficencia TE (deseos, proyectos y aspiraciones)
No maleficencia SPRL (posibilidad de incumplimiento de la legislación)	⟷	Beneficencia TE (deseos, proyectos y aspiraciones)

FIGURA 1: Representación de los valores en conflicto

En la figura 2 se incluye la deliberación sobre los valores.

	Justicia	No maleficencia	Beneficencia	Autonomía
TE	No debe haber discriminación a una TE por el hecho de estar embarazada	• Evitar perjuicios en la carrera profesional de la TE • Perjuicios sociales para ella derivados del detrimento económico	Respeto de los deseos, proyectos y sistema de valores de la TE	Respetar criterio de la TE
SRF	No es justo que el SRF asuma las posibles consecuencias que tenga realizar excepciones a las recomendaciones/legislación	Posibles sanciones del CSN como consecuencia de una superación de los límites de dosis		Respetar el criterio experto en material de RRII y la misión del SRF
Feto	No es justo que pueda experimentar un detrimento en su salud derivado de la actividad laboral de la madre	• Perjuicios sociales para el no nacido derivados del detrimento económico • Salud del feto	Formar parte de una familia con recursos económicos y valores de autonomía y crecimiento profesional	Quién representa mejor los intereses del no nato? La legislación en materia de PR? (Público) La madre?
Sº Cardio	Otros TE podrían verse perjudicados al asumir mayor carga trabajo a consecuencia de la limitación de funciones de la TE.	• Merma de los RRHH Sº Cardio • No tener toda la información para organizar sus recursos (por respeto confidencialidad)	Buen funcionamiento del Sº Cardio por suficiencia de RRHH (podrían contratar a otra persona?)	Disponer de sus recursos como mejor consideren
SPRL	No es justo que el SPRL asuma la responsabilidad de complicaciones en el embarazo o daños en el feto	Posibles sanciones contempladas en su legislación?		Respetar el criterio experto en materia de salud y la misión del SPRL

FIGURA 2: Deliberación sobre los valores

DISCUSIÓN

Los cursos extremos de acción implican considerar únicamente los intereses de una de las partes. El curso óptimo de acción debe preservar el mayor número posible de valores para cada una de las partes implicadas: TE, feto, SRF, Servicio de Prevención de Riesgos Laborales (SPRL) y SCH. Además, debe cumplir la prueba de la legalidad, publicidad y temporalidad.

De los posibles cursos intermedios de acción contemplados (intensificar el uso de elementos de protección personal, asignar a la TE funciones diferentes dentro del Servicio, postponer la decisión de apartarla de sus funciones o implementar un sistema de dosimetría electrónica en las salas de Hemodinamia que permita conocer en tiempo real las dosis recibidas por la TE), el único que cumple los tres requisitos especificados y el que preserva el mayor número de valores es el último y es el que consideramos óptimo.

CONCLUSIONES

La discusión de un caso como el presentado es un ejercicio complejo y difícil de abordar. En este contexto, el método deliberativo proporciona una herramienta útil para proponer una solución en la que se preserven el mayor número posible de valores ante situaciones análogas en el futuro.

ESTIMACIÓN DE DOSIS FETAL PARA TRATAMIENTOS CON CAMPOS TANGENCIALES EN MAMA, CASO CLÍNICO.

Tarrats-Rosell, J. (1); Candela-Juan, C. (1); Laplana-Torres, M. (1); Agustí-Camprubí, E. (2); Mollà, M. (1); Esteban Garijo, M. (2)
(1) Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Clínic de Barcelona; (2) Servicio de Protección Radiológica, Hospital Clínic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

El tratamiento de radioterapia en pacientes embarazadas es un suceso poco frecuente. En irradiaciones supradiafragmáticas, la radiación periférica representa la principal fuente de exposición fetal. Para evaluar los riesgos asociados al tratamiento es esencial estimar la dosis absorbida por el feto.

El objetivo es presentar un caso clínico de radioterapia mamaria en una paciente embarazada y las estrategias utilizadas para estimar la dosis fetal.

MATERIAL Y MÉTODOS

La paciente fue una mujer de 36 años diagnosticada de cáncer de mama y candidata a radioterapia adyuvante tras cirugía conservadora. Se prescribió una dosis total de 40,05Gy en 15 fracciones a la mama derecha más áreas, seguida de un boost de 13,35Gy en 5 sesiones. Se empleó la técnica 3D con campos tangenciales y cuñas dinámicas: cuatro campos de 6MV (52°, 52° segmento, 0°, 230°) y uno posterior de 18MV (200°). El boost se planificó con dos campos de 6MV (335° y 238°). El tratamiento fue administrado en un acelerador lineal TrueBeam.

Una vez finalizada la radioterapia externa, la paciente comunicó su embarazo, determinándose que el tratamiento coincidió con las primeras cuatro semanas de gestación.

Para estimar la dosis fetal se emplearon dos métodos. Primero, cálculos bibliográficos basados en los formalismos del Report 50 de la AAPM, Van der Giessen (Rad & Onc, 1997) y Bradley (BJR, 2006). Segundo, se determinó experimentalmente la dosis con una cámara de ionización Farmer calibrada en Cobalto, situada en un maniquí equivalente a agua junto a bloques de PMMA y RW3 para simular la anatomía de la paciente. La cámara se situó a 10cm de profundidad, considerando una distancia de 24cm desde el extremo caudal de la mama a la posición estimada del feto.

RESULTADOS

Los cálculos bibliográficos estimaron unas dosis de 180mGy (Report 50), 52mGy (Van der Giessen) y 37mGy (Bradley) para el tratamiento de mama, y de 26mGy, 14mGy y 12mGy, respectivamente para el boost. Las medidas experimentales fueron 32,4mGy para el tratamiento de mama y 2,4mGy para el boost.

DISCUSIÓN

Se observaron discrepancias significativas entre los cálculos basados en el Report 50 y las demás estimaciones. El Report 50 asume campos abiertos perpendiculares al maniquí, dando valores más altos. En contraste, los métodos de Van der Giessen y Bradley, que consideran irradiaciones de mama con campos tangenciales y modulación mediante cuñas o MLC, estimaron valores similares a los obtenidos experimentalmente.

En el boost, las diferencias con los valores experimentales fueron más notorias posiblemente debido al menor tamaño de los campos.

El valor experimental (34,8mGy), junto con las estimaciones de Van der Giessen (66mGy) y Bradley (49mGy) son inferiores a 100mGy, límite por debajo el cual no se han observado efectos en el feto según la literatura. El feto falleció semanas después por causas no relacionadas con la exposición radiológica.

CONCLUSIONES

La combinación de cálculos bibliográficos que simulan configuraciones clínicas y medidas experimentales proporcionan estimaciones fiables de la dosis fetal.

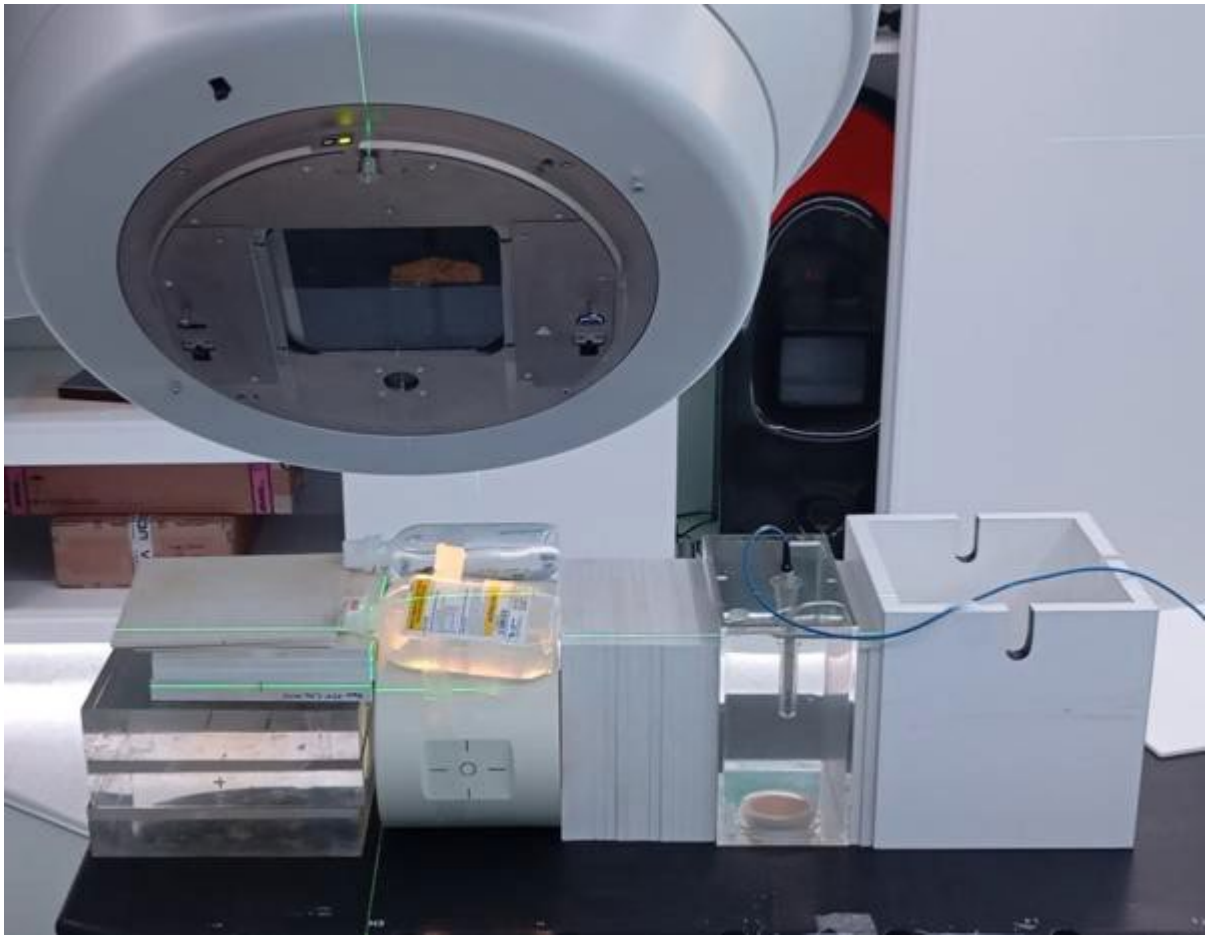


Figura1: Configuración experimental para simular la anatomía de la paciente con maniquís de PMMA y RW3.

SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN FUNCIÓN DEL CRITERIO GAMMA DE ANÁLISIS

Sánchez-Artuñedo, D. (1); Navarro-Palomas, P. (1); Hermida-López, M. (1); Duch-Guillen, M. A. (2); Beltran Vilagrasa, M. (1)
(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron (Barcelona); (2) Universitat Politècnica de Catalunya

INTRODUCCIÓN

El software PerFRACTION™ (v.2.10.0, Sun Nuclear Corporation) es una herramienta de seguridad del paciente y garantía de calidad que compara de manera automática, usando el análisis gamma, las imágenes de tránsito adquiridas y las calculadas a partir del plan de tratamiento y el CT de planificación.

El objetivo de este trabajo es determinar el criterio gamma que permite maximizar la sensibilidad y especificidad de PerFRACTION™ ante posibles incidentes relacionados con la seguridad del paciente en radioterapia externa.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se simularon cinco incidentes de seguridad:

- Incidencia en el hardware del acelerador. En un plan VMAT de cabeza y cuello, se crearon planes modificados introduciendo errores en la apertura del MLC (±1.0, ±1.5, +2 y +5 mm solo en las láminas centrales), el ángulo de colimador (±1°) y las unidades monitor (±2%).
- Incidencia en el protocolo de control respiratorio. A partir de un CT-4D de un tratamiento de pulmón, se creó un CT en espiración y otro en inspiración. Sobre cada CT se creó un plan de tratamiento y se recalculó sobre el otro.
- Incidencia en la identificación del paciente. El plan de tratamiento de una paciente de mama se recalculó sobre otra paciente, y viceversa.

- Incidencia en la selección del CT de planificación. Un paciente de pulmón tenía dos CTs de planificación con presencia/ausencia de líquido pulmonar. Se generó un plan de tratamiento sobre cada CT y se recalculó sobre el otro.
- Incidencia en el posicionamiento del bolus. Se creó un plan modificado de un tratamiento de mama sin el bolus.

Se compararon las imágenes de tránsito usando los criterios gamma, local y global:

γ(3%/3mm), γ(5%/3mm), γ (5%/5mm), γ(7%/5mm), γ(10%/1mm), γ(10%/3mm), y γ(10%/5mm). Se generaron curvas ROC en función de la variación de la dosis media (ΔDmedia) y del D95% de los PTVs: > 5%, >10 %, y > 20% y se calculó el área bajo la curva (AUC) y el passing rate óptimo.

RESULTADOS

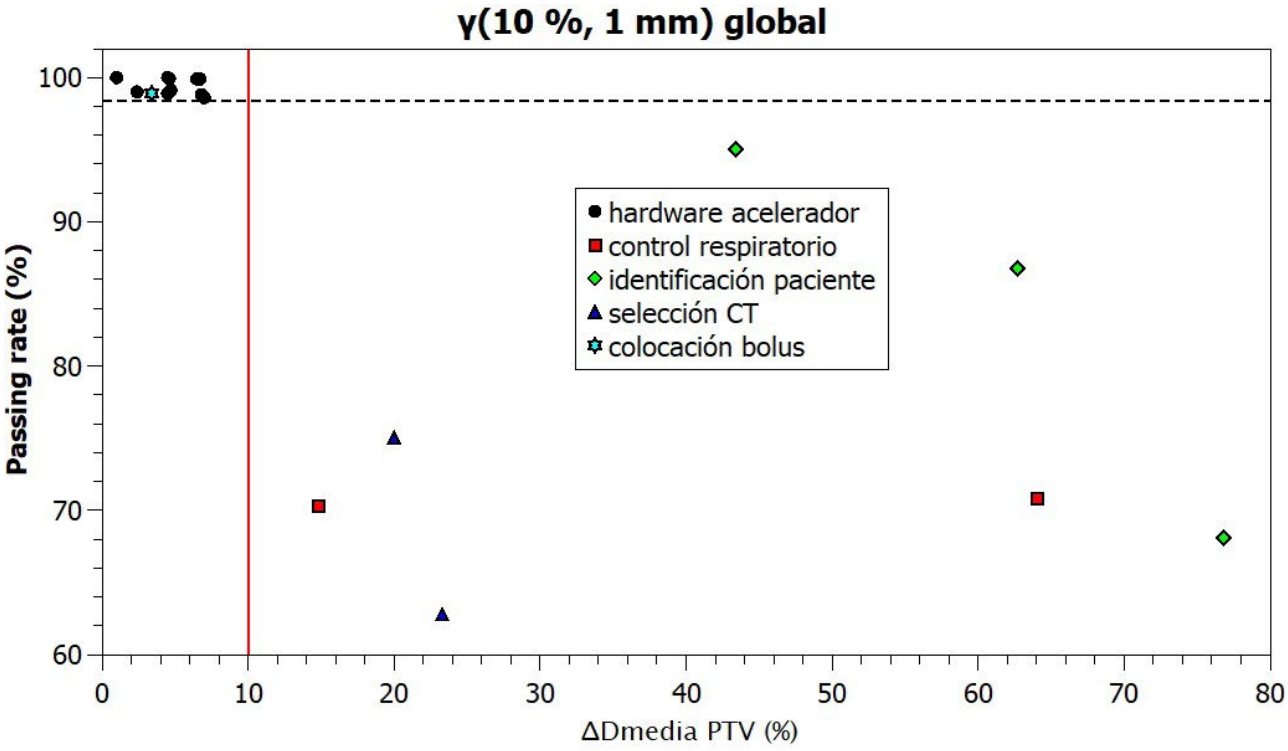
La tabla muestra los valores de AUC y passing rate óptimos en función de DDmedia de los PTVs para los criterios gamma global estudiados.

Tabla: AUC y passing rate óptimos de las curvas ROC estudiadas.

Criterio gamma global	PTV ΔDmedia >5%		PTV ΔDmedia >10%		PTV ΔDmedia >20%	
	AUC	Passing rate óptimo (%)	AUC	Passing rate óptimo (%)	AUC	Passing rate óptimo (%)
γ(3%/3 mm)	0.92	91.4	0.89	77.8	0.76	91.4
γ(5%/3 mm)	0.92	96.3	0.97	95.3	0.85	95.3
γ(5%/5 mm)	0.80	88.3	0.88	88.3	0.74	88.3
γ(7%/5 mm)	0.74	92.6	0.85	92.6	0.71	92.6
γ(10%/1 mm)	0.88	98.4	1.00	96.4	0.91	96.4
γ(10%/3 mm)	0.85	98.9	0.93	97.2	0.83	97.2
γ(10%/5 mm)	0.76	99.0	0.85	96.7	0.72	96.7

Para incidentes con ΔDmedia > 5%, los criterios gamma con mayor AUC son γ(3%/3mm) y γ(5%/3mm). Para ΔDmedia > 10% y 20% es el criterio gamma γ(10%/1mm). Se observó un comportamiento similar para la variación del D95% y las métricas locales.

La figura muestra el passing rate obtenido con el criterios gamma γ(10%/1mm).



Passing rate de los planes modificados en función del incidente reproducido.
La línea roja sólida separa las incidencias que provocan una desviación en la dosis absorbida media del PTV superior al 10%.
La línea negra discontínua representa el passing rate óptimo para el criterio γ (10%, 1 mm) global

DISCUSIÓN

Usar el criterio gamma global γ(10%/1mm) maximiza la sensibilidad y especificidad de PerFRACTION™ ante incidentes de seguridad que produzcan grandes diferencias de dosis en el PTV. Los criterios gamma γ(3%/3mm) o el γ(5%/3mm) aumentan la sensibilidad ante desviaciones menores en la dosis administrada.

CONCLUSIÓN

Se ha determinado qué criterios gamma maximizan la sensibilidad y especificidad de PerFRACTION™ en función de la diferencia de dosis producida por diferentes incidentes de seguridad del paciente en radioterapia externa.

DOSIMETRÍA ELECTRÓNICA IN VIVO CON FINES DE FORMACIÓN PARA PROFESIONALES EN UNIDADES INTERVENCIONISTAS

García Castañón, P. (1); Gallego Molina, C. (1); Luengo Izquierdo, P. (1); Prieto Martín, C. (1)
(1) Hospital Universitario de la Princesa

INTRODUCCIÓN

Los radiólogos y enfermeros que trabajan en unidades de intervencionismo se encuentran entre los profesionales con mayor exposición ocupacional. Los procedimientos angiográficos abdominales, tanto vasculares como no vasculares, representan las dosis más altas tanto para los pacientes como para los profesionales.

En nuestro país, la dosimetría oficial se realiza mediante dosímetros termoluminiscentes, los cuales solo proporcionan dosis acumuladas mensualmente.

Se ha implementado un nuevo sistema de dosimetría electrónica in vivo en una sala de angiografía para proporcionar información inmediata sobre las dosis acumuladas durante distintos procedimientos y por diferentes profesionales.

El objetivo principal es extraer información en tiempo real desde el interior de la sala, principalmente con fines de formación y educación a dichos profesionales.

MATERIAL

El sistema de dosimetría Philips DoseAware© fue instalado el año pasado conectado a una unidad Philips Azurion Clarity. Se dispone de seis dosímetros: cuatro asignados a radiólogos que trabajan en la sala, uno para el grupo de enfermería y un dosímetro de referencia ubicado en el arco de la unidad a la altura del isocentro. Los dosímetros se colocan sobre los delantales plomados.

El sistema in vivo está conectado al sistema de gestión de dosis DOLQA systems, el cual muestra en tiempo real qué procedimientos implican mayores exposiciones, así como las diferencias entre distintas proyecciones dentro de un mismo procedimiento (Figura 1).

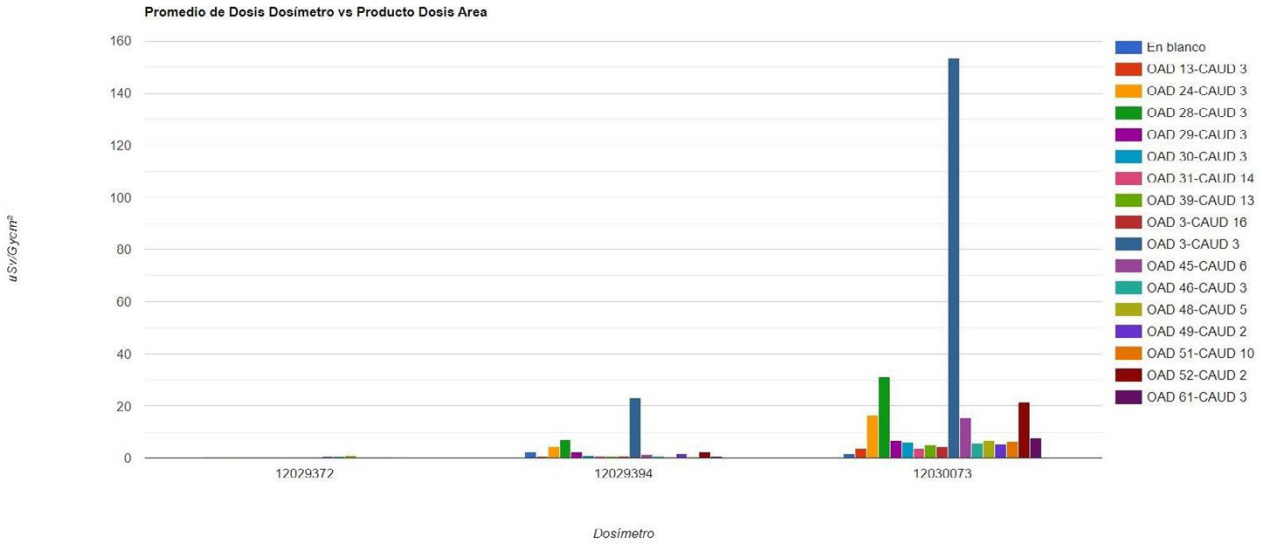


Fig. 1: Dosis registradas por tres dosímetros distintos durante un procedimiento, mostrando las dosis recibidas en cada proyección.

RESULTADOS

Los especialistas reciben las dosis más altas durante los procedimientos de quimioembolización hepática, con una media de aproximadamente 300 µSv/estudio (Figura 2).

Las enfermeras reciben dosis aproximadamente seis veces menores que los especialistas (Figura 3), un resultado esperado y previamente observado en la dosimetría oficial con TLD.

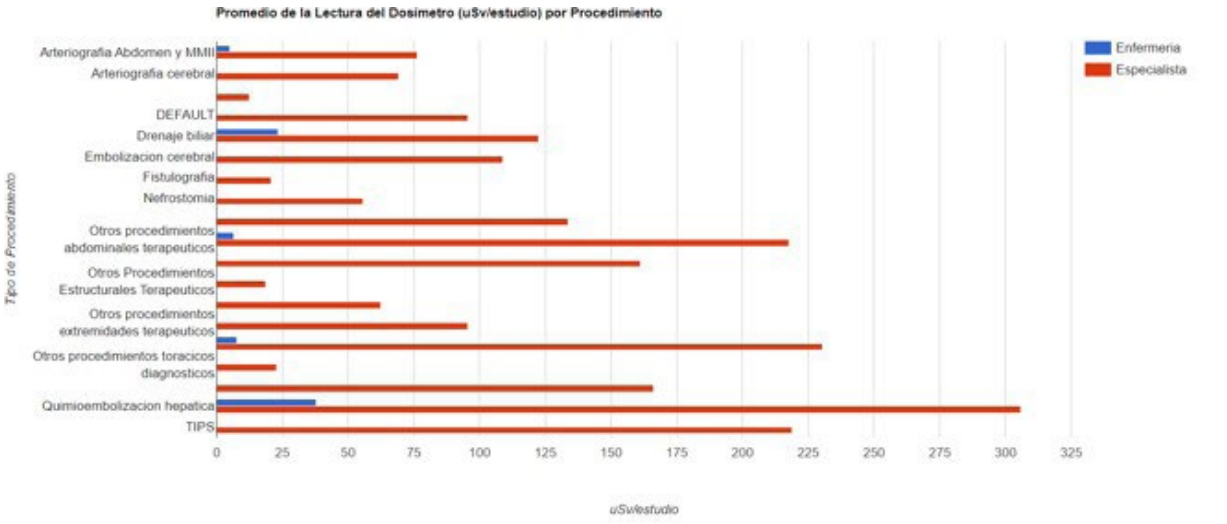


Fig. 2: Dosis acumuladas por estudio en diferentes procedimientos. Las barras rojas corresponden a radiólogos, las azules a enfermeros.

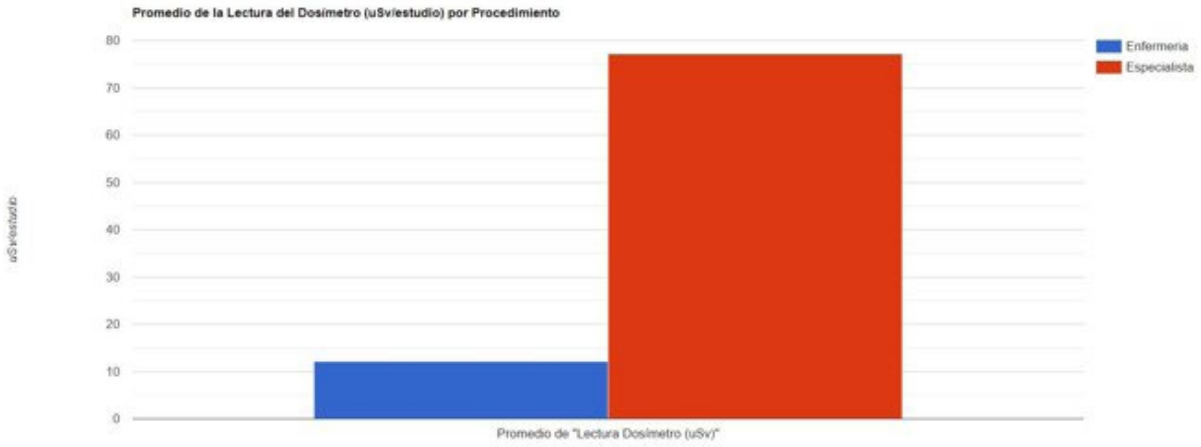


Fig. 3: Dosis acumuladas medias por estudio para radiólogos (barra roja, aproximadamente 75 µSv) y enfermeros (barra azul, aproximadamente 12 µSv).

CONCLUSIONES

La dosimetría in vivo proporciona información detallada sobre las diferencias operacionales y, por lo tanto, resulta útil para la formación de profesionales, lo cual es crucial para quienes realizan procedimientos intervencionistas.

EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA FRENTE A LA EXPOSICIÓN A RADÓN-220 EN LA MANIPULACIÓN DE MICROPARTÍCULAS [224RA]RACAPARA ADMINISTRACIÓN INTRAPERITONEAL EN PACIENTES CON CARCINOMA DE OVARIO

Ramos Membrive, R. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

Radspherin® es una de suspensión coloidal de micropartículas de CaCO3 sobre las que se adsorbe 224Ra; de los radioisótopos de la cadena de desintegración del radio-224 el más preocupante es el radón-220, emisor alfa gaseoso

Para trabajar con este radiofármaco, en Ensayo Clínico Fase I (EC), se escribió un procedimiento de PR para la solicitud de autorización al CSN. El objetivo de este trabajo ha sido validar el procedimiento durante todas las etapas del proceso con este radiofármaco (recepción, dispensación, traslado, administración y retirada del catéter) y potenciales situaciones derivadas.

METODOLOGÍA

Se reclutaron 4 pacientes para este EC. En cada etapa personal y pacientes utilizaron como equipos de protección individual (EPIs) mascarilla de carbón activado, pantalla facial/gafas, doble guante y bata impermeable desechable (Tabla 1) .

La dispensación se realizó dentro de una cabina con extracción forzada; al vial se conectó un vial vacío para evitar liberación atmosférica de radón-220. El material empleado contaminado se eliminó en un contenedor con solución EDTA 0.01M, para complejar el posible radio-224 liberado y aumentar el coeficiente de difusión del radón-220 producido, dificultando su liberación a la atmósfera.

La administración se realizó en una sala con extracción forzada (7-12 renovaciones aire/hora), a través del catéter implantado durante cirugía de citoreducción previa al tratamiento. A las pacientes se les retiró el catéter 24h posadministración.

Al final de cada etapa se monitorizaron los EPIs con un detector de contaminación calibrado para emisiones alfa. Se redactó un plan de actuación ante posibles incidentes que pudieran suceder.

Actividad	EPIs	Materiales y equipos adicionales	Para residuos
Recepción y almacenamiento	• Guantes desechables • Bata impermeable • Gorro • Calzas	• Detector de contaminación	----
Dispensación	• Guantes desechables • Bata impermeable • Gorro • Calzas • Mascarilla FFP3 o en su defecto FFP2 de carbón activado	• Detector de contaminación • Paños absorbentes	• Falcon con una solución de EDTA 10mmolar • Contenedor rígido
Durante el traslado	• Guantes desechables • Bata impermeable • Gorro • Calzas • Mascarilla FFP3 o en su defecto FFP2 de carbón activado • Mascarilla quirúrgica	• Carro de transporte • Batea • Protector plomado para la jeringa • Kit de descontaminación	----
Administración al paciente	• Guantes desechables • Bata impermeable • Gorro • Calzas • Mascarilla FFP3o en su defecto FFP2 de carbón activado • Mascarilla quirúrgica • Pantalla protectora facial	• Detector de contaminación • Sistema de ventilación forzada de la sala • Empapadores sobre la cama del paciente	• Doble bolsa con cierre de zip • Contenedor rígido amarillo • Bolsas zip (3) • Polvos solidificantes • solución de EDTA 10mmolar
Retirada del catéter	• Guantes desechables • Bata impermeable	• Detector de contaminación • Paño fenestrado • Empapadores (debajo del paño y en el suelo) • Paños Chicopee • Gasas	• Bolsa zip • Polvos solidificantes
En todas: En caso de rotura del vial o contaminación importante	• Mascarilla FFP3o en su defecto FFP2 de carbón activado • Filtro verificado • Guantes desechables • Bata impermeable • Gorro • Calzas	• Carro de transporte • Batea • Paños absorbentes • Cinta adhesiva (delimitante)	• Bolsa zip • Polvos solidificantes • Solución de EDTA 10mmolar • Contenedor rígido

TABLA 1. Elementos del protocolo necesarios por etapa.

RESULTADOS

No hubo incidencias en ninguna etapa del proceso para ningún tratamiento. Tampoco hubo complicaciones ni contaminación en la habitación durante el ingreso, por lo que no fue necesario poner en marcha el plan de actuación; los EPIs evidenciaron ausencia de contaminación en cada etapa. El material contaminado (agujas, jeringas, catéter, etc.) se eliminó separado del resto de residuos radiactivos y se guardó en un reciento con extracción forzada durante 15 días.

DISCUSIÓN

La puesta en marcha del tratamiento con Radspherin® fue un reto porque, además de ser emisor alfa, implica la potencial liberación de un radioisótopo gaseoso y una posible exposición indeseada de pacientes y personal sanitario (radioexpuesto o de otros servicios). El trabajo del equipo multidisciplinar implicado (TABLA 2) permitió un abordaje desde diferentes perspectivas y el plantea,moento de un protocolo de protección radiológica completo y adaptado a todos los escenarios

posibles, adoptando medidas que permitieron administrar este tratamiento de forma segura y sencilla.

Profesional	Aportación al protocolo
Radiofarmacéutico	• Farmacocinética y excreción del radiofármaco • Condiciones de recepción y almacenamiento del radiofármaco • Características del medicamento (caducidad, solubilidad, etc.) • Inclusión de medidas de protección como el vial vacío o la solución de EDTA
Radiofísico	• Estimación de la dosis susceptible de recibirse • Evaluación de los riesgos y medidas de protección radiológica • Definición de los EPIs • Formación del personal sanitario implicado en materia de protección radiológica
Médico Nuclear y Ginecólogo	• Descripción del tratamiento • Posibles complicaciones durante la administración • Estado de la paciente para la administración. • Descripción del flujo del paciente • Planteamiento de la cirugía en caso de necesidad de intervención post-administración. • Seguimiento de posibles complicaciones postratamiento

TABLA 2. Aportaciones de los profesionales implicados

CONCLUSIONES

La experiencia de los tratamientos administrados permite validar en la práctica asistencial el protocolo de PR propuesto para proteger a personal y público en el uso de Radspherin®.

EL SISTEMA DE INFORMACIÓN ONCOLÓGICA (OIS) COMO HERRAMIENTA CLAVE EN EL DESARROLLO DE LAS MATRICES DE RIESGO EN RADIOTERAPIA

Lupiani Castellanos, J. (1); Gil Conde, M. (1); Palacios Fornell, M. Del M. (1); Albertos Fernández, M. J. (1); Fajardo Paneque, I. (1); Jaén Olasolo, J. (1)
(1) Hospital Universitario de Jerez

INTRODUCCIÓN

La seguridad del paciente es un pilar fundamental en los tratamientos radioterápicos, debido a la complejidad y precisión requerida en los tratamientos. Aunque la radioterapia es una herramienta eficaz para el tratamiento oncológico, conlleva riesgos inherentes que pueden derivar en graves consecuencias para la salud del paciente. En este contexto, la implementación de sistemas que permitan identificar y minimizar estos riesgos es esencial. Este estudio tiene como objetivo presentar el impacto del OIS en la mejora de la seguridad del paciente, particularmente mediante la integración con la "Vía Clínica", herramienta que contribuye al desarrollo de barreras y reductores de consecuencias indicados en el "Proyecto de Matrices de Riesgo en Radioterapia(MARRTA)" al permitir estructurar y controlar las distintas fases del tratamiento radioterápico.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza como referencia el Proyecto MARRTA, desarrollado por sociedades científicas y el CSN, que identifica errores potenciales, iniciadores y defensas en las diferentes etapas del tratamiento.

Este proyecto resalta las fases críticas, incluyendo la decisión terapéutica, localización de volúmenes, planificación, verificación post-planificación y administración del tratamiento.



FIGURA 1. Etapas del proceso radioterápico

El uso del OIS, con la "Vía Clínica" como eje central, permite definir y asignar tareas específicas, en cada una de las etapas del proceso radioterápico, a diferentes profesionales del equipo multidisciplinar: Oncólogos Radioterápicos, Radiofísicos, Técnicos, Enfermeros y Administrativos. La implementación de checklists, automatización de procesos y herramientas de control reducen significativamente la probabilidad de cometer los errores. Además, la programación precisa y el seguimiento detallado minimiza posibles retrasos en la preparación de los tratamientos y optimiza los recursos disponibles.

Además, la doble verificación en cada etapa incrementó la seguridad en la administración de los tratamientos, consolidando la seguridad del paciente como eje central.

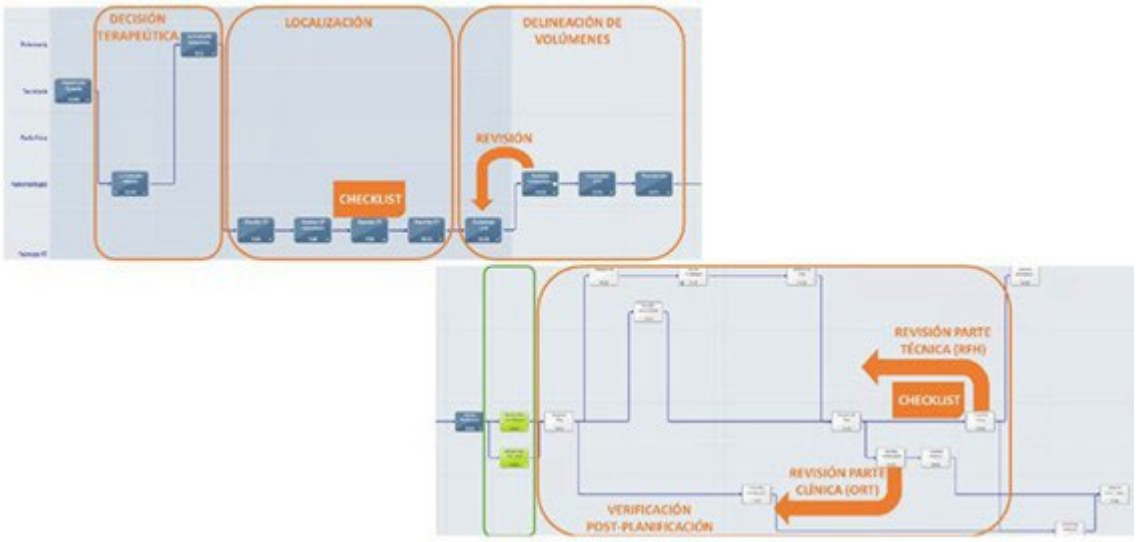


FIGURA 2. Detalles de la Vía clínica

RESULTADOS

El uso del OIS, integrado con la "Vía Clínica", es una herramienta fundamental para mejorar la seguridad del paciente en radioterapia. La estructuración de las fases del tratamiento permite gestionar de forma eficiente y segura cada etapa del proceso. La automatización y los checklists reducen significativamente los errores humanos, mientras que la programación precisa de citas y el seguimiento detallado del progreso de los pacientes minimizan retrasos y optimizan los recursos disponibles. La doble verificación en momentos críticos, como la planificación y la administración del tratamiento, mejora la calidad asistencial.

CONCLUSIÓN

El Sistema de Información Oncológica (OIS), combinado con las matrices de riesgo y la implementación de la "Vía Clínica", demuestra ser un elemento clave para mejorar la seguridad y la eficacia en el ámbito de la radioterapia.

La organización en fases definidas, la asignación adecuada de tareas a profesionales capacitados y el uso de controles automatizados reduce significativamente la incidencia de errores y aumenta la calidad del tratamiento oncológico.

Asimismo, la optimización de los tratamientos y la incorporación de herramientas tecnológicas avanzadas mejoran los procesos, y aseguran una atención integral y segura para los pacientes. El uso de la Vía Clínica es un recurso imprescindible para garantizar la excelencia y la seguridad en la práctica radioterápica moderna.

ABORDAJE MULTIDISCIPLINAR DE UNA EXTRAVASACIÓN DURANTE LA ADMINISTRACIÓN DE 177LU

Andrés Rodríguez, C. (1); Pena, S. (1); Pérez, B. (1); Villar, C. (1); Montoya, P. (1); Sánchez, N. (1); Carro, C. (1); Moreno, C. (1); Ortega, J. (1); Bosch, T. (1); Sánchez-Pérez, M. (1); Soto, R. (1); Agulla, M. M. (2); Miguel, D. (1); Donis, S. (1); Del Castillo, Á. (1); Pérez, F. (1); Hurtado, A. E. (1); Antón, D. (1); Alonso, D. (1); De Frutos, J. M. (1); González, M. J. (1); Torres, R. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid; (2) Hospital Clínico Universitario

INTRODUCCIÓN

La extravasación de radiofármacos emisores beta representa un evento adverso grave que puede ocasionar altas dosis absorbidas y causar daño tisular local severo. El objetivo de este trabajo es describir el protocolo seguido en nuestro centro en un caso de extravasación durante la administración intravenosa de 7400 MBq de ^{177}Lu-DOTATATE.

MATERIAL-MÉTODOS

A través de medidas de tasa de dosis en contacto y a un metro y del análisis de muestras de sangre post- administración, se detectó una extravasación del 85% de la actividad de ^{177}Lu-DOTATATE en el brazo de una paciente sometida a terapia metabólica. La paciente se encontraba asintomática y no reportaba dolor ni presión en la zona de inyección. En la exploración física, se evidenció edema local leve sin signos inflamatorios.

Se retiró de inmediato la vía periférica, delimitando en piel la región comprometida, y se aplicó calor y elevación del brazo afectado, seguido de una sesión de 20 minutos de presoterapia a las 3 horas para favorecer el drenaje linfático.

Se obtuvieron imágenes gammagráficas planares y SPECT-TC a las 3, 6.5, 19, 74 y 173 horas post-administración para cuantificar la actividad residual y estimar las dosis absorbidas en tejido blando. Se tomaron muestras de sangre tras 10 minutos, 2, 4, 20, 73 y 173 horas y se analizaron con contador de pozo.

RESULTADOS

Transcurridas 3 horas, la actividad de radiofármaco retenida en la zona afectada era del 67%, disminuyendo al 25% tras la aplicación de presoterapia. Tras 19 horas, la actividad residual era inferior al 2% del total de la actividad corporal, permaneciendo estable en mediciones posteriores.

La concentración de actividad en sangre era apenas 35 MBq/ml a los 10 minutos de la administración, aumentando a 100 MBq/ml tras dos horas, con un máximo de 194 MBq/ml a las 4 horas, tras la aplicación de presoterapia.

La dosis absorbida en la zona afectada fue 10.2 Gy, y no se detectó una variación significativa en la distribución del radiofármaco en órganos críticos ni en lesiones tumorales respecto a ciclos de tratamiento previos. No se observaron efectos adversos locales en el seguimiento clínico de la paciente.

DISCUSIÓN

La rápida intervención del equipo multidisciplinar, compuesto por los servicios de Radiofísica y Protección Radiológica, Medicina Nuclear y Rehabilitación, permitió una gestión eficaz de la extravasación, evitando efectos adversos locales y manteniendo la eficacia terapéutica del ^{177}Lu-DOTATATE. La combinación de la detección y monitorización temprana, las medidas aplicadas (aplicación de calor, elevación de la extremidad y presoterapia específica) y el control de las mismas mediante imagen y análisis de muestras de sangre resultaron clave para favorecer la reabsorción y redistribución sistémica del radiofármaco, reduciendo la dosis absorbida y minimizando las posibilidades de complicaciones locales severas.

CONCLUSIONES

El manejo de una extravasación del radiofármaco en terapia con radionucleidos requiere una respuesta coordinada e interdisciplinar para garantizar la seguridad del paciente. Gracias a la rápida intervención con un enfoque multidisciplinar, se minimizó la dosis absorbida en tejidos circundantes, evitando la aparición de efectos adversos y manteniendo la eficacia terapéutica del tratamiento.

USO DE LOS INDICADORES CLAVE DE RENDIMIENTO EN EL DESARROLLO (KPI) DE UN PROYECTO DE ESTANDARIZACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA

Lupiani Castellanos, J. (1); Almansa López, J. (2); Angulo Paín, E. (3); Rodríguez Castillo, M. F. (4); Ortiz Lora, A. (5); Guerrero Alcalde, R. (6)
(1) Hospital Universitario de Jerez; (2) Hospital Universitario Virgen de las Nieves; (3) Hospital Universitario Puerta del Mar; (4) Hospital Universitario de Valme; (5) Hospital Universitario Virgen Macarena; (6) Hospital Universitario San Cecilio

INTRODUCCIÓN

Desde el año 2020 se ha desarrollado en Andalucía un proyecto que pretendía en primer lugar la modernización de los equipos de CT, mejorando su operatividad, y en paralelo la estandarización de la práctica clínica en todos los equipos instalados y partiendo de ese punto optimizar los mismos, tanto en calidad de imagen como en disminución de dosis.

Para ello, se establecieron diversos grupos de trabajo, coordinados por el Comité del Centro Avanzado de Diagnóstico por Imagen (CADI) encargados de la implementación y seguimiento del proyecto. A día de hoy el proyecto ha conseguido:

La implantación a nivel corporativo de los protocolos de Neurorradiología y la implantación en los protocolos de Abdomen y musculoesquelético, en centros piloto.

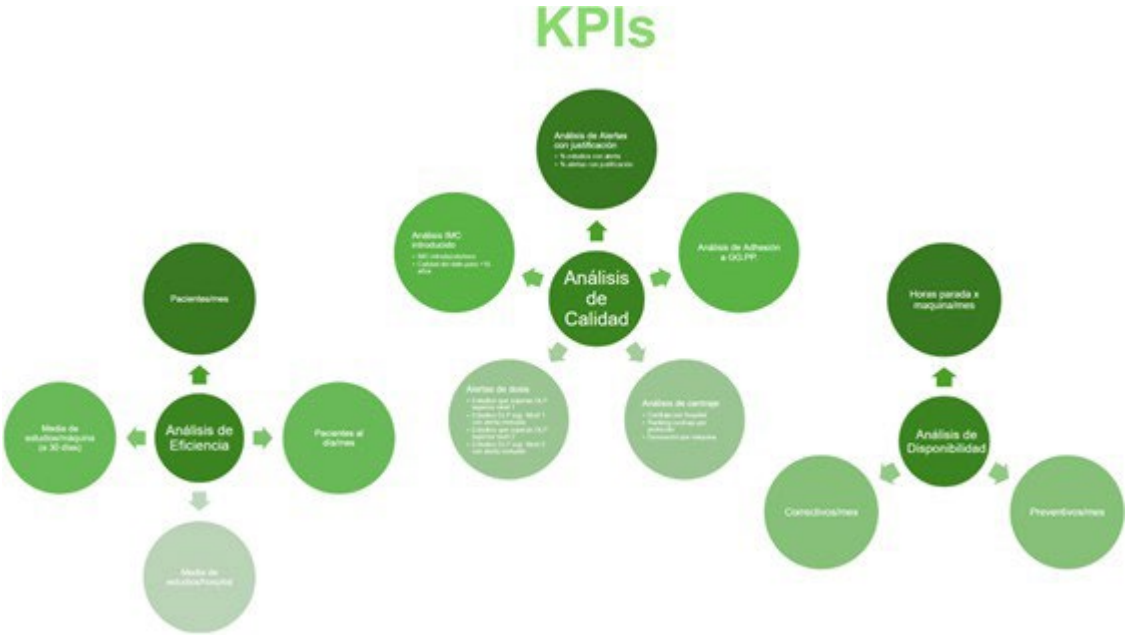
Establecimiento de unos niveles de referencia de dosis iniciales en base a los estudios realizados desde el inicio del proyecto y revisión mensual de los NRD de los protocolos corporativos instalados.

El desarrollo del proyecto necesita conocer de manera objetiva el nivel de consecución de los objetivos propuestos, para ello se desarrollaron una serie de KPIs que permitieran dicho propósito.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar el seguimiento del proyecto, se seleccionaron una serie de KPIs que permitieran realizar el análisis de diferentes aspectos:

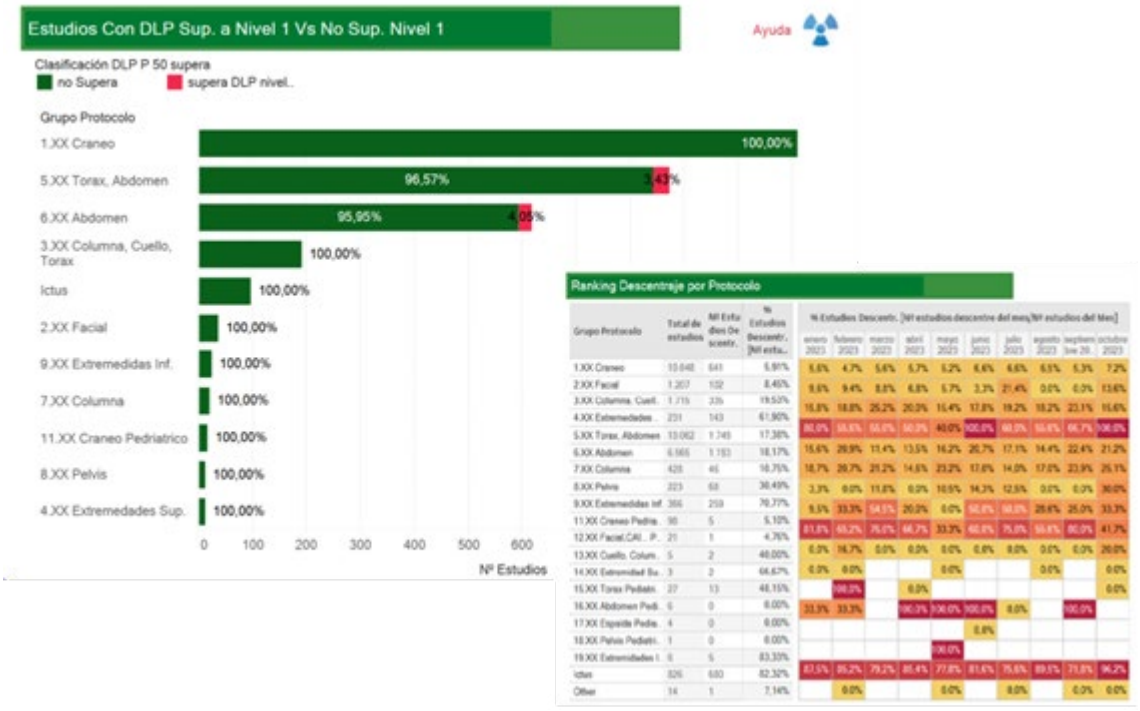
- Análisis de disponibilidad: con los que se analizan las horas de parada de los equipos y número de intervenciones preventivas y correctivas y su temporización.
- Análisis eficiencia: con los que se estudia el uso efectivo de los equipos, posibilitando tener una visión de los pacientes realizados por días, mes y relacionándolos tanto internamente en cada centro como entre todos los centros.
- Análisis de calidad: con los que se analiza el número de alertas y porcentaje de justificación de las mismas que se dan en el gestor de dosis, el número de alertas de dosis y otros factores como el centraje de los pacientes en los equipos o la introducción del IMC del paciente. Desde la implantación de los primeros protocolos corporativos se añadió un análisis de adhesión en los diferentes centros a los mismos.



Mensualmente se envían los KPIs a los diferentes Comités Locales de Dosis, que son los responsables en cada uno de los centros de coordinar la implantación y optimización de los protocolos corporativos, además de velar por la calidad de los procedimientos diagnósticos en todos sus ámbitos.

RESULTADOS

El uso de estos KPis y su revisión mensual por parte de los Comités Locales de Dosis permiten una monitorización de los principales indicadores de uso y de calidad de los estudios realizados e identificar áreas de mejora para optimizar los procedimientos



CONCLUSIONES

El uso de KPIs es una herramienta fundamental para el seguimiento del proyecto, proporcionando información clave para la optimización de protocolos y el aumento continuo en la calidad de los procedimientos de tomografía computarizada y poder tomar decisiones o acciones para la mejora.

ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

CÁLCULO DE DOSIS PARA DISTRIBUCIONES ESFÉRICAS DE RADIOISÓTOPOS MEDIANTE EL CÓDIGO LEGPY

Moya Zamanillo, V. (1); Rosado Vélez, J. (1); Arqueros Martínez, F. (1); Contreras González, J. L. (1); Moreno Leguey, G. (2)
(1) Departamento de Estructura de la Materia, Física Térmica y Electrónica e Instituto IPARCOS. Universidad Complutense de Madrid; (2) Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Complutense de Madrid

INTRODUCCIÓN

La terapia con radioisótopos es una de las aplicaciones más importantes y actuales de la Medicina Nuclear. Un gran número de nuevos nucleidos y compuestos se encuentran en fase de estudio o clínica. Con vistas a poder realizar estimaciones de la dosis depositada por estos radioisótopos hemos usado LegPy, un Monte Carlo sencillo, que da resultados razonablemente precisos. Está siendo usado por alumnos de Grado y Máster para abordar problemas realistas de Física Médica y podría ser de interés también para la formación básica de los Residentes e investigadores. Presentamos los resultados preliminares comparaciones con otras estimaciones y los últimos desarrollos realizados en el código.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado LegPy [1], un código abierto [2] escrito en python. En su versión actual LegPy incluye el transporte de fotones y electrones y aunque de momento ignora la creación de pares y el Bremsstrahlung, su aplicabilidad en medios ligeros se extiende hasta energías de varios MeVs.

Hemos escogido como caso de estudio la dosis depositada por distribuciones de radioisótopos como el 177Lu, uno de los que está recibiendo más interés [3].

Para la simulación se han supuesto esferas de agua de diámetros comprendidos entre 10um y 10 mm en cuyo interior se encuentra una fuente radiactiva de 177Lu. Se han estudiado dos casos, el de una fuente puntual en el centro de la esfera y el de una fuente uniformemente distribuida dentro de la esfera. Se han transportado las tres componentes: electrones beta, de conversión interna y Auger. Los espectros de energía se han obtenido de [3] y [4]

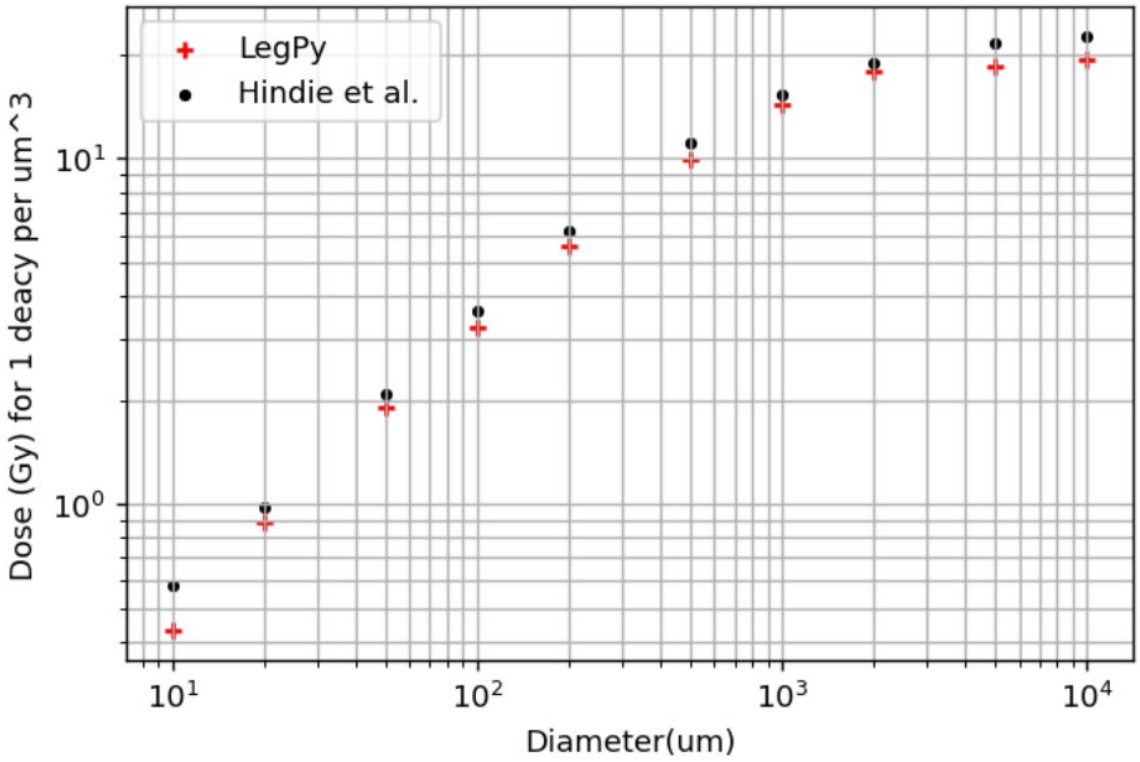
RESULTADOS

Los resultados se han comparado con los publicados en [3]. Se ha estudiado la energía depositada en agua dentro de capas concéntricas de 10um de espesor alrededor de una fuente puntual de 177Lu. También se ha estimado la dosis por desintegración para esferas de agua con 177Lu uniformemente distribuido en su interior

DISCUSIÓN

En el caso de fuentes puntuales el resultado de LegPy es consistente con el de [3] mostrando un excelente acuerdo hasta distancias radiales de 750um. A mayores distancias nuestro código subestima la dosis, probablemente debido a que el algoritmo ignora las fluctuaciones en el rango de los electrones.

Para fuentes extensas, esferas de agua, con 177Lu uniformemente distribuido en su interior, los resultados también están en buen acuerdo con los mostrados en [3] (ver figura) con desviaciones en todo el rango 10um–10 mm del orden del 10%. El método es fácilmente extensible a otros isótopos y configuraciones.



BIBLIOGRAFÍA

1 V. Moya, J. Rosado, F. Arqueros, Radiation Measurements 169, 107029 (2023); doi: 10.1016/j.radmeas.2023.107029;

2 V. Moya, J. Rosado, F. Arqueros, http://arxiv.org/abs/2501.15979

3 F. Arqueros, J. Rosado, V. Moya, LegPy (Version v1.2) [Computer software] (2022); doi: 10.5281/zenodo.7882780

4 E. Hindie et al., J Nucl Med 2016; 57:759–764 http://www.nndc.bnl. gov/nudat2/

CARACTERIZACIÓN DE NUEVOS SENSORES ULTRA-DELGADOS DE SI Y SIC PARA LA DETECCIÓN DE NEUTRONES TÉRMICOS EN ACELERADOR LINEAL

Zamorano Labbé, F. E. (1); Pérez, M. (1); Fleta, C. (1); Muñoz Montplet, C. (2); Jurado Bruggeman, D. (2); Guardia, P. (3); Morales Perez, R. (3); Guardiola, C. (1)

(1) Instituto de Microelectrónica de Barcelona (IMB-CNM), CSIC; (2) Institut Català d'Oncologia Girona; (3) Institut de Ciència de Materials de Barcelona (ICMAB), CSIC

INTRODUCCIÓN

En radioterapia con fotones utilizando haces de energías superiores a 6 MV se generan neutrones a través de interacciones (γ,n) con los materiales de alto Z presentes en el cabezal del acelerador. Estos neutrones aumentan la dosis secundaria en pacientes, lo que podría relacionarse con efectos adversos tardíos. Por lo tanto, cobra relevancia evaluar estas contribuciones secundarias. En este contexto, el CNM está desarrollando nuevos detectores optimizados para caracterizar el campo neutrónico en condiciones clínicas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Dos detectores fueron caracterizados: el primero de silicio (Si), con un área activa de 0.57 cm^2 y espesor 20 µm, basado en una arquitectura 3D en el cual sus electrodos tipo-p y n (Ø= 5 µm) son grabados a través de la oblea con un pitch de 80 µm; el segundo de carburo de silicio (SiC), material resistente a la radiación, con un área activa de 0.09 cm2 y espesor 50 µm [2]. El reducido espesor de ambos dispositivos permite lograr un alto nivel de rechazo a fotones (10^{-8}-10^{-9}), clave en entornos con campos mixtos γ/n. Ambos

sensores fueron cubiertos con materiales de alta sección eficaz de captura neutrónica, que generan partículas cargadas (α,^{3}H, i.a.) detectables. Utilizamos cuatro capas de conversión diferentes (CL):

(i) ^{6}LiF (95% ^{6}Li, de 25±5 μm y 100±10 μm), (ii) $^{10}B_4C$ (94% ^{10}B, de 40±5 μm) y (iii) $Li_4Ti_5O_{12}$(Li natural, 7±1 μm). Para ambos dispositivos diseñamos sistemas de adquisición específicos para espectroscopía de bajo ruido.

Los experimentos se realizaron en un Varian TrueBeam operando a 15 MV en el ICO-Girona. Se estudió la respuesta del detector en un rango de dosis entre 100-1000 MU y tasas de dosis entre 100-600 MU/min. Los espectros experimentales obtenidos (Figura 1) fueron comparados con simulaciones Monte Carlo utilizando el código PHITS [4]. Se simuló el cabezal del acelerador para generar el espectro completo de neutrones secundarios, así como el transporte de partículas a través del búnker, con el fin de calcular la respuesta de los sensores. Las simulaciones fueron validadas mediante la comparación con el PDD medido.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los sensores mostraron una buena respuesta lineal (R^2>0.94), sin efectos de saturación ni tiempo muerto entre los rangos medidos (Figura 2). La eficiencia de detección de neutrones térmicos está en el rango de (0.5±0.2) % y (5.0±0.5) % para las diferentes CLs. El rendimiento medido de neutrones térmicos fue de 10^5 n cm^{-2} Gy^{-1}. Se validaron las simulaciones (ε_r<1.3 % $TPR_{20,10}$) y encontramos un buen acuerdo entre espectros medidos y simulados para los distintos detectores.

CONCLUSIONES

Los resultados indican que nuestros detectores permiten la caracterización del campo de neutrones térmicos en condiciones clínicas. Los trabajos en curso se centran en la optimización de las capas de conversión para mejorar la eficiencia y en el desarrollo de un nuevo sistema portátil de espectroscopia de neutrones.

REFERENCIAS

1 Guardiola et al. (2013). Phys. Med. Biol, 58 3227.

2 Fleta et al. (2024). Phys. Med. Biol, 69(9), 95019.

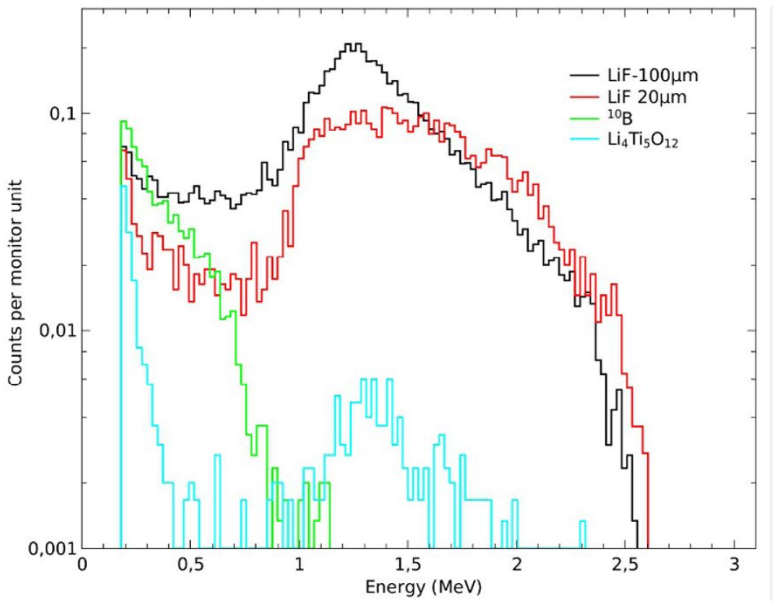


Figure 1. Comparativa de los espectros obtenidos para diferentes capas de conversión con el detector SiC.

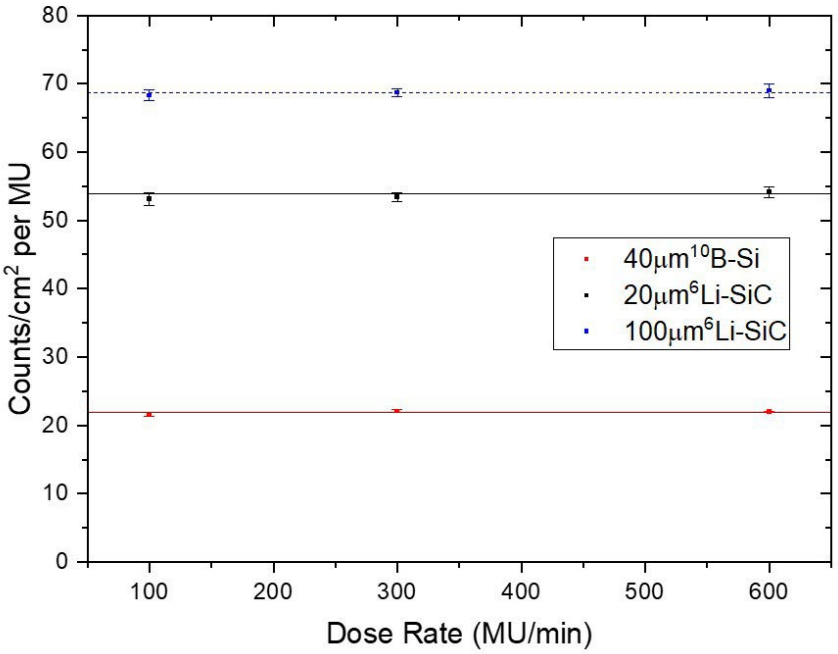


Figure 2. Cuentas por cm² por MU en función de la tasa de dosis.

EVALUACIÓN DE LA IDONEIDAD DE LOS DETECTORES DE NEUTRONES AMBIENTALES Y PERSONALES PARA SU USO EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA: RESULTADOS EXPERIMENTALES Y SIMULACIONES MONTE CARLO

Martínez Francés, E. (1); Morán Velasco, V. (1); Romero Gutiérrez, A. M. (2); Rivera Vázquez, S. (2); Rodríguez Jiménez, R. (2); Cabello García, J. P. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Burguete, J. (3); Méndez Villafañe, R. (2); Soria Ruíz- Ogarrio, L. (1); Arenas Vicente, J. (1); Parla Rodríguez, S. (1); Martí Climent, J. M. (4)

(1) Clínica Universidad de Navarra (sede Madrid); (2) Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas; (3) Universidad de Navarra; (4) Clínica Universidad de Navarra (sede Pamplona)

INTRODUCCIÓN

La puesta en marcha de instalaciones de protonterapia requiere conocer la idoneidad de los detectores de neutrones. La dosimetría de neutrones es un reto debido a que son partículas neutras y penetrantes. Los objetivos son: (1) Evaluar la dosis neutrónica en términos de $H^*(10)$ y $Hp(10)$ en el interior de la sala de tratamiento, (2) analizar la intercambiabilidad de detectores ambientales y personales, (3) proporcionar recomendaciones de protección radiológica y (4) validar Monte Carlo (MC) comparando $H^*(10)$ con datos experimentales.

MATERIAL Y MÉTODOS

En la instalación de protonterapia de Clínica Universidad de Navarra (CUN) se intercompararon dos detectores ambientales: WENDI y LUPIN (referencia); y cinco personales: dosímetros de burbujas (BD, referencia), trazas NeutrakT, trazas DOPEN (proyecto CIEMAT-CSN), MCP6/MCP7 de termoluminiscencia y el dosímetro electrónico personal NRF51. Las medidas se realizaron en 20 posiciones dentro de la sala de tratamiento variando distancias al isocentro (0.45-4.7 m) y ángulos (0°, 45°, 90° y 135°). Los dosímetros personales se colocaron sobre un bloque de PMMA. Se registraron $H^*(10)$ y $Hp(10)$, normalizadas a la dosis física en isocentro. Se analizó la estructura temporal del haz y su relación con la tasa de dosis neutrónica de los detectores ambientales. La intercambiabilidad se evaluó mediante Bland- Altman y el coeficiente de concordancia de Lin (ρ_c), tras el test de normalidad de Saphiro-Wilk (ρ). Se simularon los espectros de neutrones mediante TOPAS (MC), validándolo con las medidas de $H^*(10)$.

RESULTADOS

Los detectores ambientales mostraron buena concordancia (*Tabla 1*). Las dosis encontradas en sala fueron de 1-200 µSv/Gy según la posición. El ciclo temporal del haz es de 6.4 ± 0.1 s y el de los detectores de 5.6 ± 0.6s, por lo que ninguno satura. Entre los detectores personales (*Figura 1*), DOPEN fueron los más consistentes con los BD, mientras que NeutrakT subestimó significativamente las dosis. Las simulaciones reproducieron las tendencias experimentales de H*(10) con diferencias del 0-32%, validando su uso. En los espectros de neutrones destacan la variación de los tres picos (térmico, rápido e intranuclear) según la posición de medida.

Tabla 1. Análisis estadístico.

Pareja detectores	ρ	ρ_c	Sesgo (%)	Sesgo SD (%)
WENDI/LUPIN	0.640	0.987	14	7
NRF51/BDs	0.380	0.163	105	38
NeutrakT/BDs	0.399	0.742	-83	27
DOPEN/BDs	0.119	0.994	-33	33
MCP6-MCP7/BDs	0.923	0.880	74	34

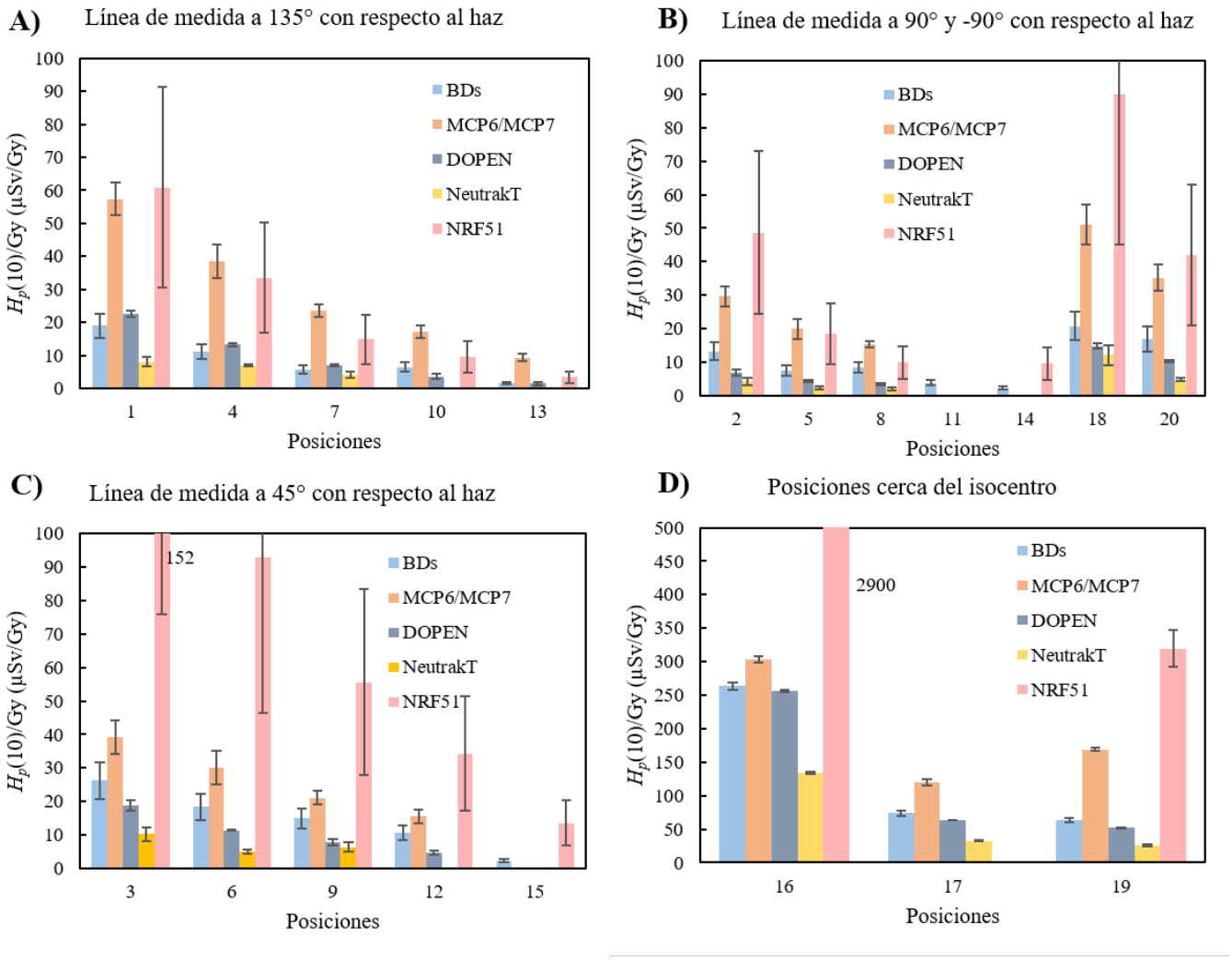


Figura 1. Resultados de los detectores personales.

DISCUSIÓN

Los resultados mostraron que *H**(10) y los espectros calculados con TOPAS son similares a las de instalaciones con sistema activo y ciclotrón [1]. Los NeutrakT, utilizados como dosimetría operacional en España, subestiman significativamente la dosis, lo que sugiere que en casos de irradiaciones accidentales se debe replicar las condiciones de la irradiación y medir la dosis con BDs o, alternativamente, con WENDI o LUPIN, pues ambas magnitudes son estimadoras de la dosis efectiva. Un MC validado puede ser una herramienta de respaldo.

CONCLUSIONES

WENDI y LUPIN son adecuados para su uso en instalaciones de protonterapia. DOPEN destacó como el dosímetro personal pasivo más fiable tras los BD. MC, validado experimentalmente, es una herramienta fundamental de apoyo. Las limitaciones de los detectores de neutrones instan a establecer procedimientos de estimación de dosis adecuados.

[1]. Farah J, et al. Med Phys. 2015.

MODELADO DE UN SISTEMA DE PROTONTERAPIA CON BARRIDO ACTIVO MEDIANTE EL MÉTODO DE MONTE CARLO

Viñals Muñoz, A. (1); Cabello García, J. P. (1); Fernández Ramos, M. (2); García Sanz, A. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Ramón García, C. (1); Antolín San Martín, E. (1); García Ovejero, J. (1); Pedrero De Aristizábal, D. (1); Azcona Armendáriz, D. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra; (2) Universidad de Navarra

OBJETIVO

En este trabajo, mediante el uso del método Monte Carlo, se busca modelar el haz del acelerador de protones presente en la sede de Madrid de la Clínica Universidad de Navarra. El objetivo es reproducir las IDD y los perfiles medidos durante el comisionado y obtener el factor de calibración k de N° de protones por UM para cada energía.

Material y método: El acelerador modelado es un HITACHI PROBEAT-CR que genera 98 energías comprendidas entre 70.2 y 228.7 MeV y un sistema de barrido activo de haz (PBS). Usando la herramienta TOPAS (v3.9.1) ejecutado con un procesador Intel Core i7-7700 se modelan las fuentes de partículas y la geometría del *nozzle* con los datos proporcionados por HITACHI.

Para modelar la geometría del *nozzle* se incluyeron la posición de la fuente, las distintas cámaras que monitorizan el haz, la cámara de helio y la ventana de salida, usando los materiales y espesores dados por HITACHI.

Para reproducir las IDDs, se ajusta todo el rango de energías comparando los R90 provenientes de los cálculos con los obtenidos en las medidas del comisionado hasta conseguir rebajar la discrepancia hasta 200 um. Alcanzado este valor, se realiza un test gamma local 3% 0.3mm (tolerancias obtenidas del análisis de incertidumbres de los cálculos y las medidas) comparando las distribuciones medidas y calculadas para validar los resultados.

Para reproducir los perfiles de spot en aire, se emplean los parámetros de Twiss proporcionados por HITACHI. Se comparan los valores promedio de las sigmas en los ejes x e y, obtenidos al ajustar los resultados del cálculo y la medida a una distribución gaussiana. Este análisis se realiza para un subconjunto de energías y en cinco distancias desde la fuente, incluyendo el isocentro.

Para obtener el factor de calibración k, se usa el principio de reciprocidad, relacionando la dosis DwA medida en zona de plateau de un campo extenso y monoenergético cuyos spots están separados una distancia Δx y Δy con el producto dosis área DAPwA calculada en TOPAS para un único spot mediante la expresión:

$$k = /frac/fracD_w^A/Deltax/Deltay/cdotn_{beamlets}UM_{irradiadas}/fracDAP_w^An_{simuladas}$$

A modo de validación y para un subconjunto de energías, se comparan los valores de k obtenidos anteriormente con la simulación en TOPAS del campo medido en el comisionado comparando las dosis medidas y las simuladas y normalizadas al número de UM y n° de partículas simuladas según la expresión:

$$k = /frac/fracD_{medida}UM_{irradiadas}/fracD_{simulada}n_{simuladas}$$

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las diferencias entre los parámetros comparados de las IDDs y los spots están por debajo de la incertidumbre experimental fig(1) y fig(2).

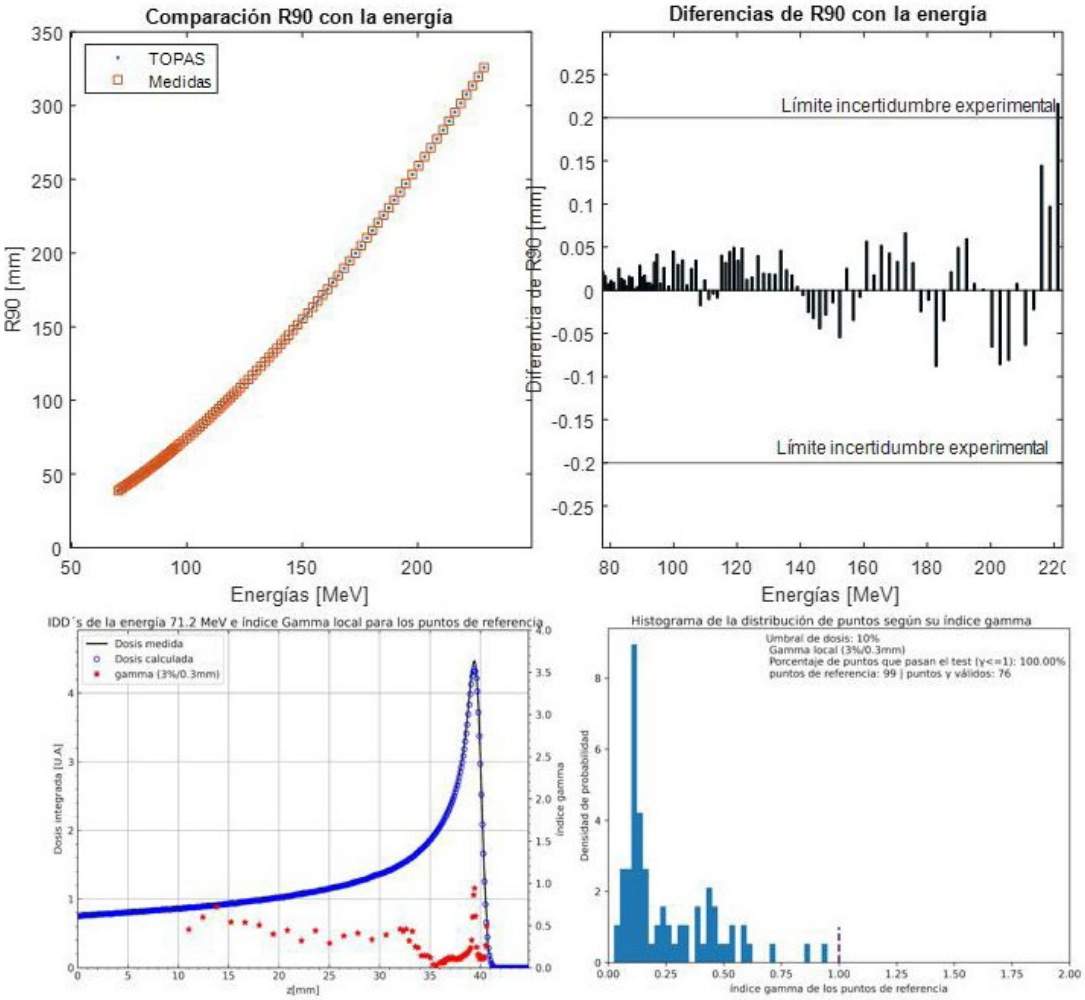


Fig1: (Arriba) Comparación de parámetros R90 en función de la energía. (Abajo) Ejemplo de test gamma para la energía de 71.2 MeV

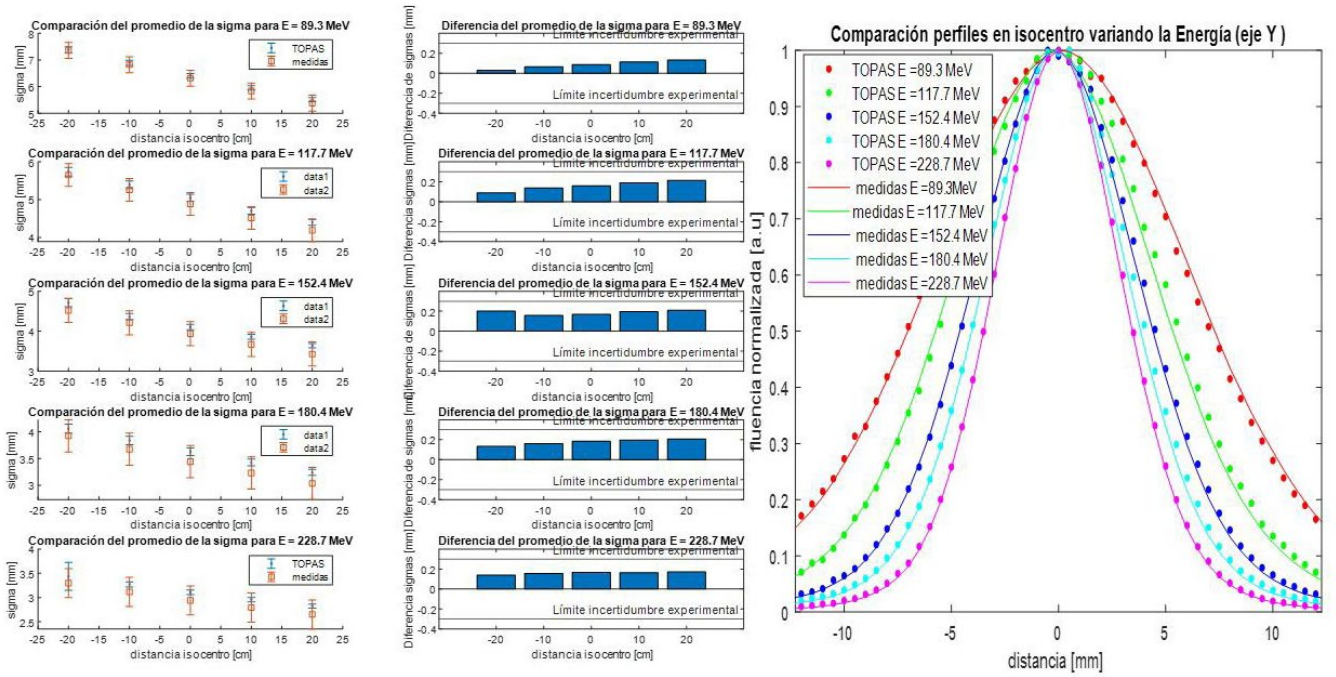


Fig2: (izquierda y centro) Comparación del sigma promediado (se promedian las sigmas del eje x e y) a varias distancias al isocentro y para varias energías. (derecha) Comparación de perfiles en el isocentro (eje y) para varias energías.

Por otro lado, el factor k está en torno al 1% de diferencia para el subconjunto de energías comparada de lo que se deduce que se necesita un mayor número de partículas para llevar a cabo las simulaciones de los campos extensos.

CONCLUSIONES

En líneas generales, teniendo en cuenta el hardware usado, los resultados son satisfactorios. En el futuro, con mayor potencia de cálculo, se abriría la posibilidad de refinar el modelo y hacer cálculos sobre pacientes, completando el trabajo presente.

PENG4: INTEGRACIÓN DEL ALGORITMO DE TRANSPORTE DE CLASE II DE PENELOPE EN SIMULACIONES CON GEANT4

Cortés Giraldo, M. A. (1); Galocha Oliva, M. (1); Salvat, F. (2); Asai, M. (3)
(1) Universidad de Sevilla; (2) Universitat de Barcelona; (3) Thomas Jefferson National Accelerator Facility

INTRODUCCIÓN

PENELOPE implementa los modelos de interacción más fiables disponibles para el transporte de fotones, electrones y positrones por debajo del GeV mediante códigos Monte Carlo de propósito general. Una de sus características más singulares y robustas es su algoritmo de clase II para el transporte de partículas cargadas, que incorpora el muestreo de colisiones "duras" a partir de las correspondientes secciones eficaces diferenciales restringidas. En este trabajo, describimos y validamos el código interfaz PenG4, una traducción completa de todas las subrutinas Fortran de PENELOPE-2018, incluyendo todos los modelos de interacción y su algoritmo de transporte de clase II, a clases C++ adaptadas al código Geant4.

METODOLOGÍA

Los modelos de interacción de PENELOPE-2018 se registran como un único *proceso* de Geant4 mediante una clase denominada *PenEMProcess*. Para utilizar el algoritmo de transporte de clase II sin interferir con el algoritmo nativo de Geant4, hemos definido nuevas clases de partículas "de tipo PENELOPE" derivadas de la clase *G4ParticleDefinition*, cuyo transporte se modela exclusivamente según *PenEMProcess*. La coexistencia con los algoritmos de Geant4 se realiza de manera que cuando la energía de un electrón, positrón o gamma transportado con los modelos de transporte de Geant4 desciende por debajo de la energía umbral establecida (1 GeV o inferior), entonces esa partícula se convierte a su equivalente "de tipo PENELOPE" mediante otro proceso denominado *PenPartConvertProcess*, modelando su transporte según *PenEMProcess* hasta el final. El registro de ambos procesos en la lista de física y la definición del umbral de energía para la conversión a "tipo PENELOPE" se gestionan con la clase constructora de física

PenelopeEMPhysics. Además, los materiales de la geometría deben registrarse como materiales PENELOPE para usar su propia base de datos de propiedades de materiales y definir sus parámetros de transporte en PENELOPE (C1, C2, etc.).

RESULTADOS

PenG4 ha sido validado en distintos escenarios. En primer lugar, comparamos la deposición de energía y producción de secundarias en un haz pincel incidente sobre capas de diversos materiales, mostrando compatibilidad estadística con PENELOPE-2018 [1]. También hemos validado Geant4 en situaciones relevantes en microdosimetría. Por un lado, hemos calculado *dose-point kernels* para electrones en agua, comparándolos con Geant4-DNA y EGSnrc [2]; por otro lado, hemos comparado con Geant4-DNA distribuciones de energía impartida de protones a *sites* esféricos en agua, con resultados consistentes para diámetros del orden de 100 nm o más.

CONCLUSIONES

PenG4 incorpora una nueva lista de física para Geant4 que permite una integración completa del código PENELOPE-2018, incluyendo su algoritmo de clase II para el transporte de partículas cargadas, distinto al algoritmo nativo de Geant4.

Además, PenG4 permite realizar simulaciones completas con PENELOPE-2018 añadiendo las ventajas de Geant4 en cuanto al modelado de geometría de alta complejidad y ejecución paralelizada. PenG4 es de código abierto y está disponible a través de GitLab [3].

REFERENCIAS

M. Asai et al., Front. Phys. (Lausanne), 9: 738735 (2021).

A. Roche-Fernández (2023). TFG, Universidad de Sevilla. https://gitlab.com/PenG4-team/PenG4

SIMULACIÓN DE IMÁGENES MAMOGRÁFICAS DIGITALES USANDO GAMOS

Lozano Martínez, F. R. (1); Sanchez Lara, V. (2); Martínez Gómez, L. C. (1); Huerga Cabrerizo, C. (3); García Pinto, D. (2)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre; (2) Universidad Complutense de Madrid; (3) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

Este trabajo presenta un modelo in silico basado en GAMOS (sobre GEANT4) para simular sistemas de mamografía digital por Monte Carlo. El código integra fantomas anatómicos de VICTRE, modela la interacción física y la respuesta del detector, incluye cálculos de dosis y permite evaluar nuevas técnicas de adquisición y diseños de detectores. La validación se ha realizado comparando la MTF, NNPS y DQE; el espectro de potencia del ruido anatómico; y la verificación de dosis según TG-195.

MATERIAL Y MÉTODO

GAMOS permite simular sistemas complejos sin profundos conocimientos de programación. Se ha desarrollado un modelo de simulación de imagen mamográfica utilizando GAMOS, incluyendo una interfaz gráfica (GUI) que permite ajustar parámetros. El trabajo se estructura en tres bloques —Maniquíes, Simulación y Formación de la Imagen—, con una sección adicional de Validación.

- Maniquíes
  - Geométrico: Basado en TG-195 de la AAPM para validar la dosis.
  - Voxelizado: Generado con VICTRE, con resolución de 0,1 mm^3. Los datos se convirtieron al formato GAMOS mediante un script en Python.
- Simulación
  - Fuente de rayos X: Modelada con una gaussiana 2D (sigma 0.3 mm). El espectro se ha simulado con
  - *Spectrum Processor*.
  - Rejilla para la dispersa: Se ha implementado el modelo 1-D descrito por *G.J. Day et al.*
  - Detector: Se han desarrolado dos modelos, directo (MCD) y virtual (VD), en a-Se con píxeles de 85 µm.

- Formación de la Imagen:
  - Ha sido procesada mediante un script en Python, añadiendo ruido electrónico y realizando ajustes de sensibilidad basados en datos experimentales.
- Validación:
  - MTF, NNPS y DQE: Calculados según normas IEC.
  - Dosis: Validada conforme a TG-195.
  - Ruido anatómico: Evaluado en fantomas voxelizados y comparado con datos reales.

RESULTADOS

La frecuencia a la que la MTF cae al 50 % es de 4.50 mm-1 para el código MCD y 4.18 mm-1 para el VD. Las diferencias en DQE respecto a los valores del NHS son menores al 20 % (Figura 1). La validación de dosis muestra discrepancias inferiores al 1.08 %. Las imágenes simuladas (Figura 2) reproducen adecuadamente las estructuras anatómicas y el ruido, con valores del exponente β entre 2.67 y 3.16.

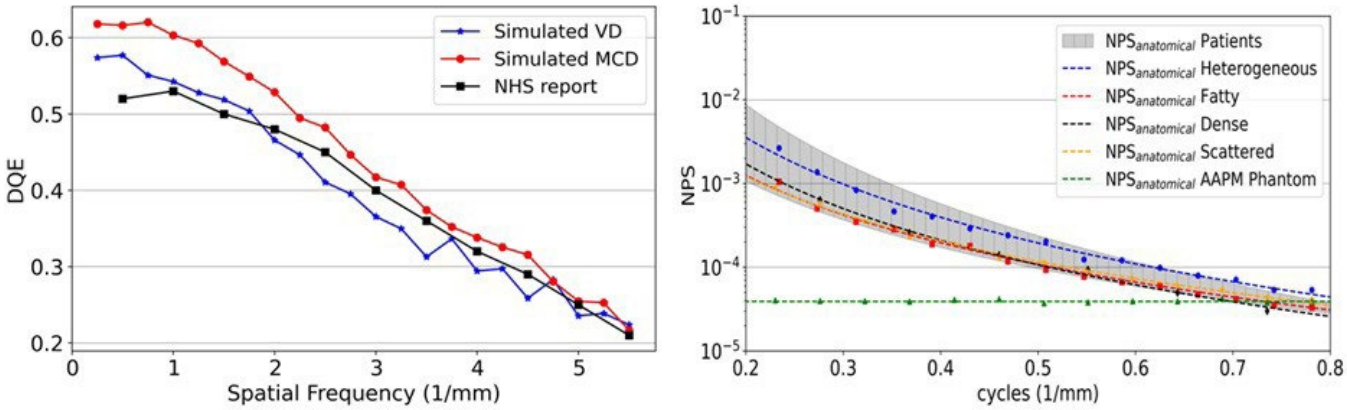


Figura 1: Izq-DQE para los dos códigos de detectos (VD y MCD) comparados con los valores del NHS. Dcha-Espectro de potencia radial del ruido anatómico (0.2-0.8 mm2).

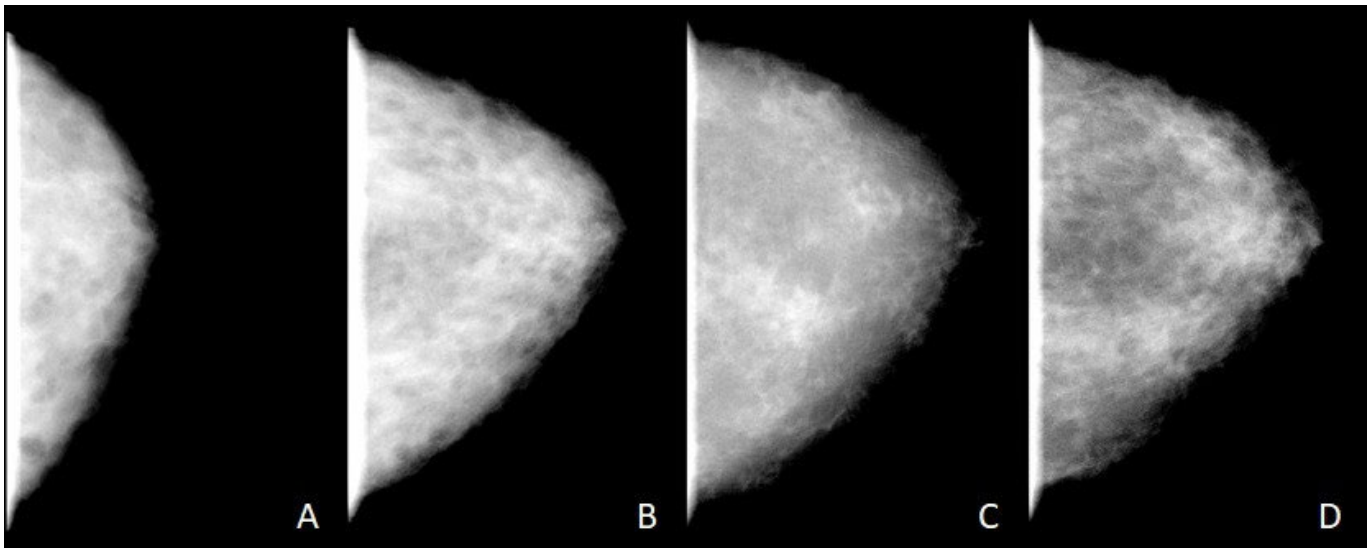


Figura 2: Imágenes simuladas de fántomas mamarios con diferentes composiciones.

DISCUSIÓN

Los resultados muestran que el código replica métricas clínicas clave y reproduce dosis con alta precisión. La DQE concuerda con los valores del NHS (diferencias <20 %), validando su capacidad para reproducir imágenes con características físicas reales. En cuanto a la dosis glandular media, las diferencias con TG-195 son inferiores al 1.08 %, subrayando la utilidad del código para estimar la exposición.

CONCLUSIONES

El estudio demuestra la viabilidad de usar GAMOS para simular sistemas de mamografía digital, logrando una representación precisa de métricas clínicas e imágenes anatómicas. Este marco es una herramienta versátil para ensayos clínicos virtuales y el desarrollo de nuevas tecnologías de imagen. Futuras mejoras podrán incrementar su precisión y aplicabilidad.

PRIMEROS MAPAS MICRODOSIMÉTRICOS EN PROTONTERAPIA EN EL DCPT

Riera-Llobet, C. (1); Fleta, C. (1); Ibáñez, P. (2); Vestergaard, A. (3); Stolarczyk, L. (3); Bassler, N. (3); Lundsteen, V. (3); Guardiola, C. (1)
(1) IMB-CNM (CSIC); (2) Universidad Complutense de Madrid, Nuclear Physics Group and IPARCOS; (3) DCPT

Recientemente, se han reportado algunas toxicidades en la terapia con protones [1–2]. Esto podría deberse a que los protones generan una mayor transferencia lineal de energía (LET) al final de su rango, lo que puede generar daños colaterales, como efectos agudos y tardíos. Por esto, evaluar las distribuciones de LET podría ayudar a mejorar los resultados de la terapia.

En este contexto, el Centro Nacional de Microelectrónica (IMB-CNM) ha diseñado y fabricado nuevos detectores de silicio 3D [3], basados en una novedosa arquitectura de electrodos cilíndricos con tamaños microscópicos comparables a los de las células (15-25 µm). Esto permite cuantificar el LET a escala micrométrica, es decir, la energía lineal (y). El sistema desarrollado es el primer conjunto de estos microdetectores 3D, con una matriz de 3 × 3 celdas unitarias y un espaciamiento de 200 µm entre ellas, cubriendo un área total sensible a la radiación de 0.4 mm × 12 cm, con una resolución espacial de 600 µm [4].

Se realizaron pruebas de microdosimetr´ıa con esta matriz de sensores en el Danish Center for Particle Therapy (DCPT). Los experimentos se llevaron a cabo en diferentes configuraciones: desde una condición relativamente monoenergética –la meseta de entrada–, pasando por la parte media del SOBP, hasta el borde distal del SOBP –al 75% y 95% de la dosis–. Para obtener estas posiciones en los espectros, se utilizaron fantomas de agua sólida. Asimismo, se empleó un fantoma antropomórfico con un campo clínico específico. Además, se realizaron simulaciones Monte-Carlo (MC) basadas en TOPAS [5] para su comparación con los resultados experimentales.

Se registraron espectros de energía de microdosimetría en cada caso, y los valores experimentales promedio de energía lineal por dosis ($\sqrt{Bary_D}$) en los detectores de silicio se compararon con los valores de LET_d simulados para el paciente mediante el software RayStation (Figura 1). Se encontró un buen acuerdo general entre los resultados experimentales y las simulaciones MC (Figura 2).

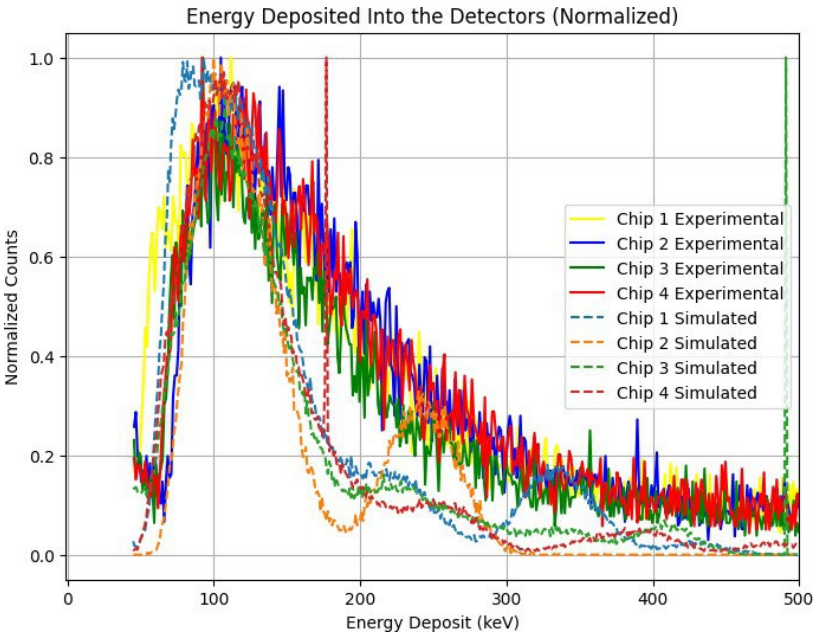


Fig 1. *Histograma normalizado del espectro de energía experimental depositado en los chips para el caso que reproduce la dosis distal del 75%.*

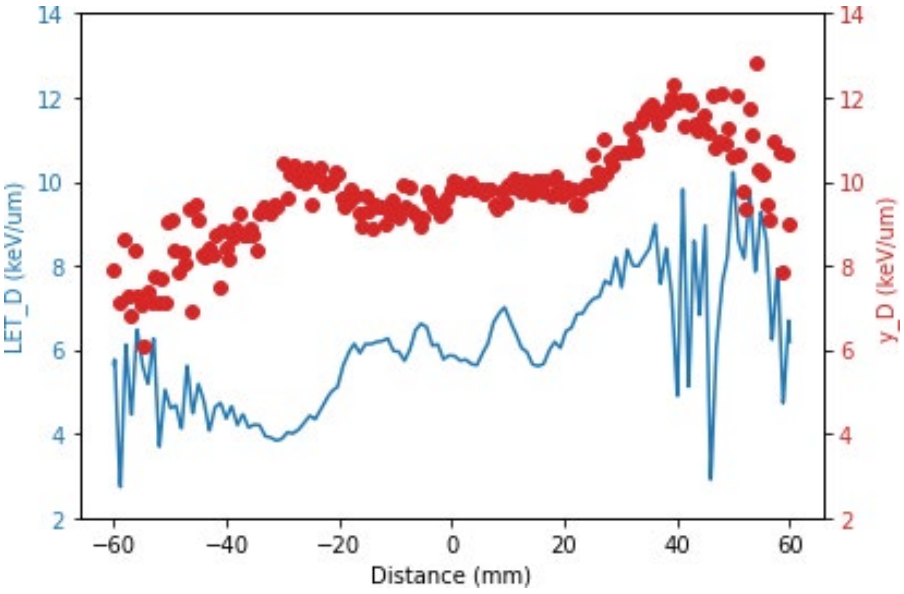


Fig 2. *Comparación de los valores de LET_d simulados en el paciente por RayStation (azul) con los valores experimentales de $\overline{bary_D}$ en los microdetectores de silicio (rojo) para la dosis distal del 75%.*

Estos resultados demuestran, por primera vez, la viabilidad de cuantificar mapas de energía lineal de microdosimetría en condiciones clínicas. Esta matriz de sensores puede ser una herramienta poderosa para verificar los valores de LET_d simulados por RaySearch.

BIBLIOGRAFÍA

1 Yock TI et al., Radiotherapy and Oncology 2014 Oct; 113(1):89-94.

2 McGovern et al., International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics 90.5 (2014): 1143- 1152.

3 Guardiola C. et al., Physics in Medicine & Biology 2021;66(11):10.1088/1361-6560/abf811

4 Bachiller-Perea, D. et al., Scientific Reports; 12.1 (2022): 12240.

5 Perl, J. et al., Medical physics; 39.11 (2012): 6818-6837.

ESTUDIO DE PROTECCIÓN DE LA PIEL EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DE CÁNCER DE MAMA MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO

Oliver Gil, S. (1); Hernández, C. (1); Juste Vidal, B. (1); Miró Herrero, R. (1); Verdú, G. (1); Lliso Valverde, F. (2); Pérez Calatayud, J. (2)
(1) Universitat Politècnica de València; (2) Hospital Universitari i Politècnic La Fe

INTRODUCCIÓN

La radioterapia intraoperatoria con electrones (IOeRT) permite la irradiación del lecho tumoral inmediatamente después de la extirpación del tumor. Indicada para diversas malignidades como cánceres de mama, digestivos o ginecológicos, esta técnica ofrece beneficios al reducir la exposición de tejidos sanos. Los aceleradores de IOeRT constan de aplicadores de diferentes diámetros y biseles, que se introducen en el paciente por la incisión realizada para la extirpación del tumor, quedando frecuentemente la pared lateral de piel en contacto. Medidas realizadas en el Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València con el acelerador LIAC (Sordina) han evidenciado que la dosis en áreas externas al aplicador no decae tan bruscamente como en tratamientos con aceleradores lineales convencionales, por lo que es conveniente valorar esa dosis en la piel o tejido en contacto con la pared lateral del aplicador. El objetivo de este trabajo es la propuesta y evaluación de un método desarrollado para la reducción de esta componente no deseada.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para enfocar este problema, se ha diseñado un anillo de plomo deslizable sobre la pared exterior del aplicador quedando interpuesto entre éste y la piel, Figura 1.

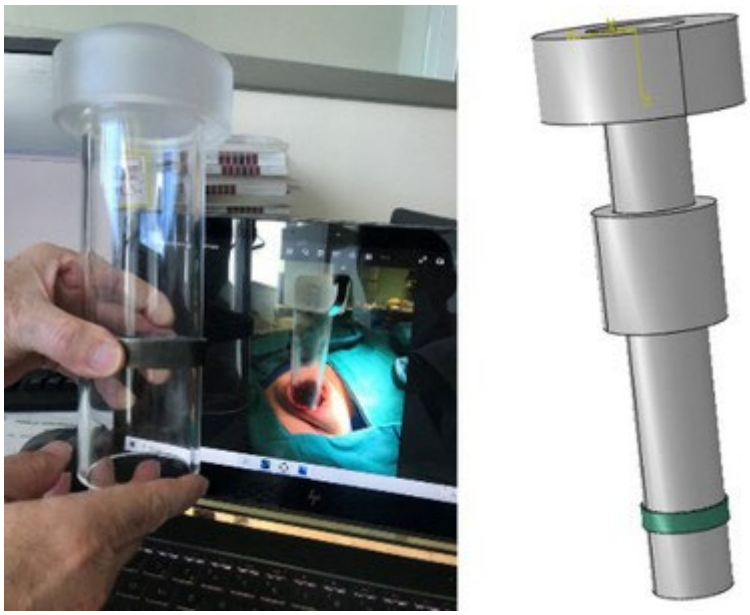


FIGURA 1: Aplicador con el anillo (izquierda) y geometría modelada (derecha).

Para valorar su impacto dosimétrico, tanto en la potencial perturbación del haz útil como en la reducción de dosis periférica, se ha utilizado el código de Monte Carlo (MC) MCNP6.2. A partir del espacio de fases proporcionado por el fabricante del

acelerador (Sordina) y la modelización del aplicador de 5 cm de diámetro, se llevaron a cabo simulaciones para haces de 6 y 12 MeV. Estas simulaciones, realizadas en configuraciones con y sin anillo, permitieron evaluar los perfiles de dosis en la superficie de un maniquí de agua y así determinar el diseño óptimo del blindaje para proteger eficazmente la piel sin comprometer la efectividad del tratamiento.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La FIGURA 2, muestra el semiperfil de dosis en la superficie del maniquí de agua, para el caso más desfavorable (haz de 12 MeV), sin y con el anillo plomado diseñado. El perfil está normalizado al máximo de la PDD. Se ha representado también el cociente de reducción de dosis al añadir el anillo.

Los resultados de las simulaciones muestran la eficacia de anillo en la reducción de la dosis en superficie, sin interferir en la distribución de la radiación en la zona de haz útil, lo que se traduce en una protección efectiva reduciendo los potenciales efectos en la piel.

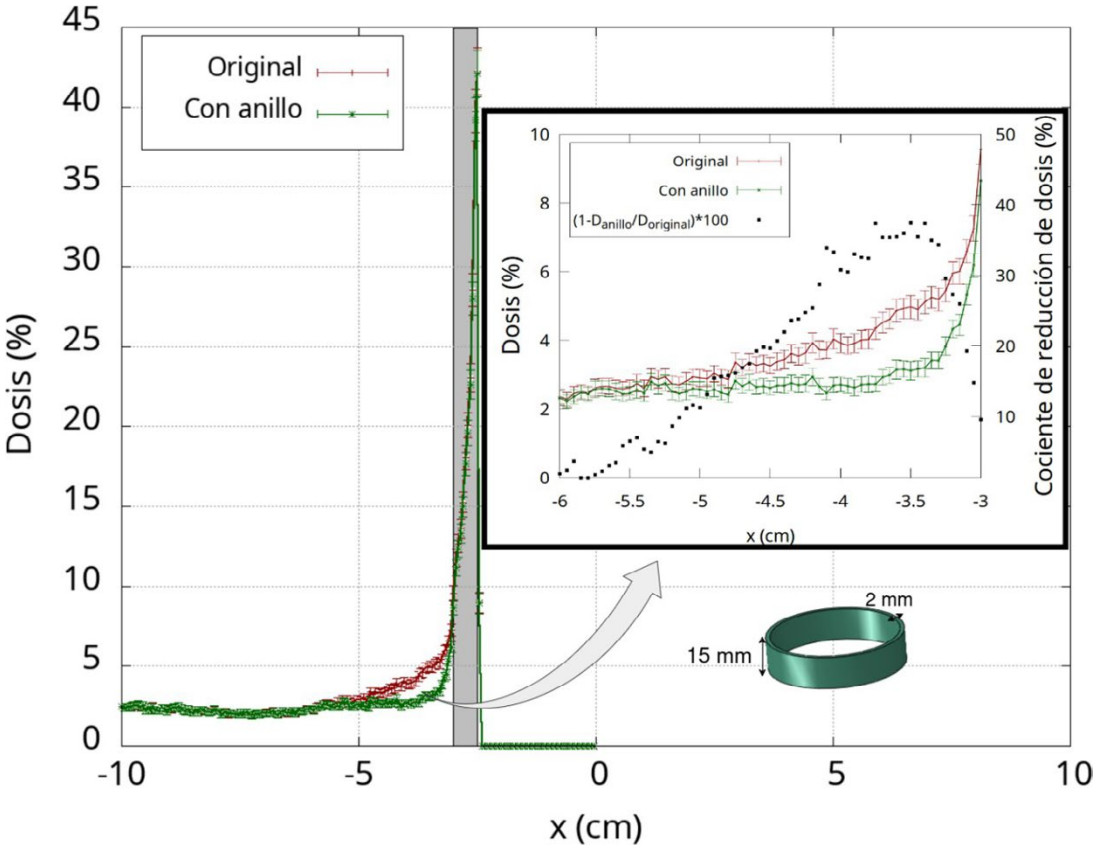


FIGURA 2: Semiperfil de dosis en superficie para la configuración original y con anillo de Pb y variación de dosis (haz de 12 MeV). Las barras de error corresponden a 2 y la zona sombreada a la pared del aplicador.

CONCLUSIONES

El blindaje diseñado en este estudio implica una reducción significativa de la dosis parásita en la IOeRT en mama y en general en los escenarios en los que apoye la piel en el aplicador. Las simulaciones de MC han permitido validar su eficacia teórica, estableciendo las bases para futuras evaluaciones experimentales en entornos clínicos reales.

CARACTERIZACIÓN DE HACES DE RAYOS X BASADA EN EL CÓDIGO DE MONTE CARLO PENRED

Ribes, V. (1); Oliver Gil, S. (1); Giménez Alventosa, V. (2); Verdú, G. (1)
(1) Universitat Politècnica de València; (2) Universitat de València

La caracterización de haces de Rayos X (RX) presenta diferentes desafíos debido a los fenómenos físicos involucrados. Aunque existen herramientas para obtener espectros de estos dispositivos, en muchos casos estas se limitan al espectro energético, sin proporcionar información de las distribuciones dentro del haz y despreciando características como las producidas por el efecto talón causado por el ánodo.

Para obtener una descripción detallada del haz, entre los principales desafíos, destaca la complejidad del transporte de electrones en el ánodo del tubo de RX y la dependencia del espectro con las características de los elementos de la geometría del tubo (materiales, ángulo anódico, etc)

Aunque la simulación de Monte Carlo (MC) es capaz de caracterizar este tipo de problemas de forma detallada, suele involucrar largos tiempos de cómputo y una configuración compleja. Esto se acentúa si, además, queremos estudiar el efecto del haz sobre un objeto o paciente. Este tipo de técnicas requiere un conocimiento profundo de la física involucrada en el problema, así como de los parámetros de simulación. Además, es necesario conocer las características del código utilizado y la construcción de geometrías en el mismo.

Con la intención de facilitar el uso de las simulaciones MC para la caracterización precisa de haces de RX, se ha diseñado una herramienta en penRed, presentada en este trabajo.

Se ha implementado en penRed un conjunto de herramientas específicamente diseñadas para simular y caracterizar haces de fotones emitidos por un dispositivo RX, así como incorporar filtros y geometrías definidas por el usuario para paermitir ajustar la simulación a las características del problema. Para ello, se han simplificado los parámetros necesarios para la configuración, haciendo las herramientas accesibles al público no experto en simulación MC. Además, la geometría del dispositivo se construye automáticamente, permitiendo que el usuario únicamente diseñe la geometría específica de su problema, si lo requiere. Finalmente se obtiene el espectro y distribuciones que caracterizan el haz resultante. Para validar su precisión, se ha realizado una comparativa con espectros generados mediante herramientas ampliamente reconocidas, como G4RTube (basado en Geant4) y SpekCalc (modelo determinista).

Uno de los casos de estudio considerado ha sido un tubo de RX con ánodo de wolframio, operando a una energía de 100 kV. El ánodo se ha configurado con un ángulo de 16°. Se ha utilizado un detector con una discretización de 200 bines y un tamaño de píxel de 1 mm. El cálculo se ha basado en un total de 10^8 historias simuladas. Los resultados se muestran en la FIGURA 1.

Las herramientas diseñadas han demostrado generar tanto los espectros de RX, como las distribuciones que caracterizan el haz de forma sencilla. Estas, permiten utilizar simulaciones MC, aplicadas a dispositivos RX, sin necesidad de conocer en profundidad los parámetros involucrados en las mismas, facilitando su uso en diferentes campos.

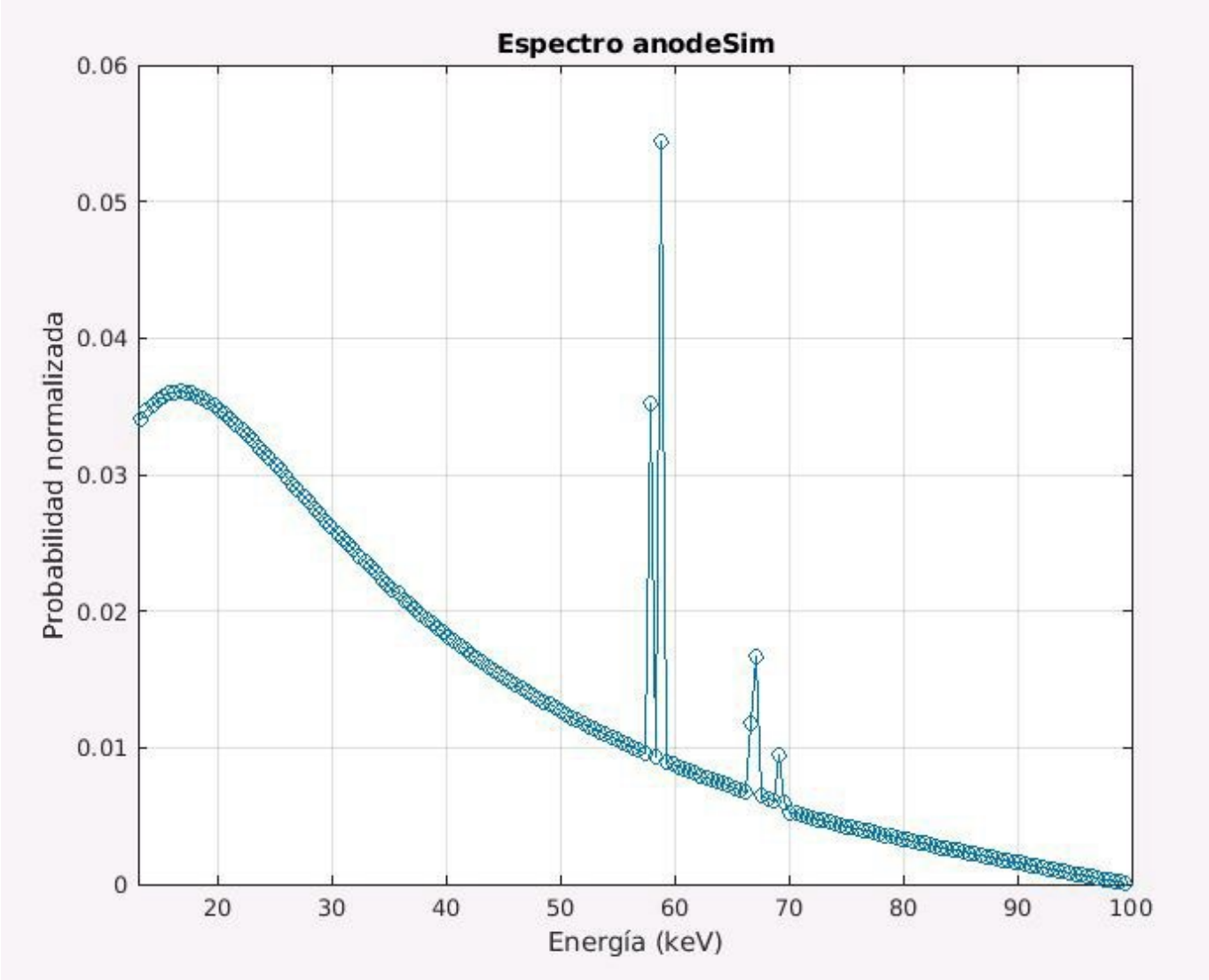


FIGURA 1: Espectro de Rayos X normalizado obtenido con penRed

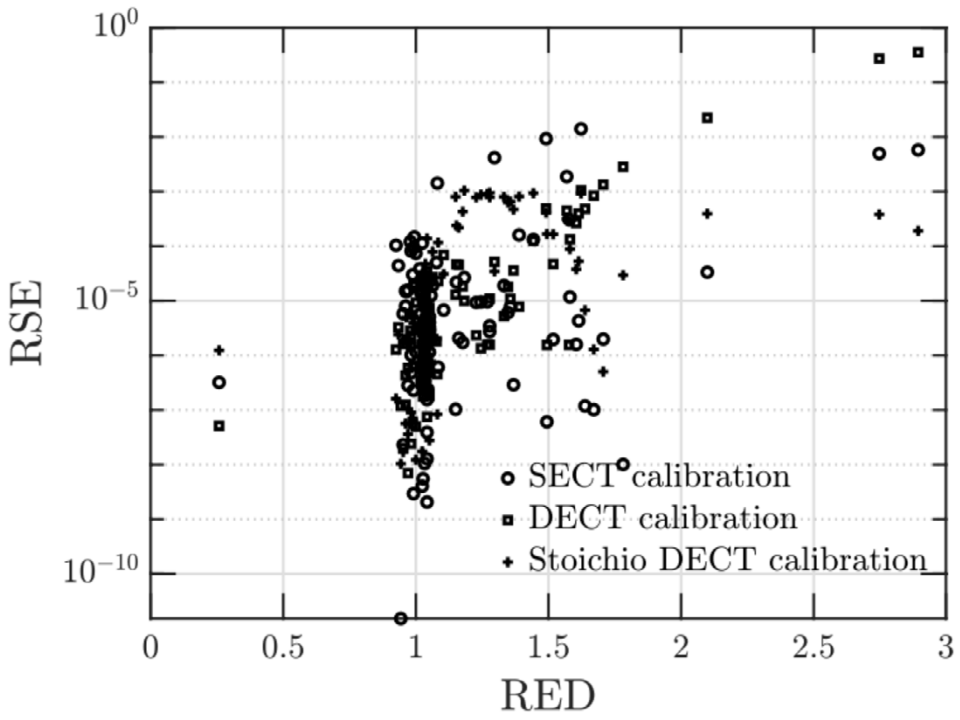
DISEÑO DE UNA NUEVA CALIBRACIÓN ESTEQUIOMÉTRICA PARA IMÁGENES CT DE DOBLE ENERGÍA BASADO EN UN MODELO FÍSICO

Vera-Sánchez, J. A. (1); González Pose, A. (2); Ruiz Morales, C. (3)

(1) Centro de Protonterapia Quironsalud; (2) Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela; (3) Hospital Universitario Puerta del Hierro

La calibración estequiométrica permite obtener una relación entre las Unidades Hounsfield (UHs) proporcionadas por los equipos de CT convencionales y algunas características físico-químicas de los tejidos biológicos, como la densidad electrónica o el poder de frenado. Por este motivo, la calibración estequiométrica ha sido tradicionalmente el algoritmo elegido para la calibración de los equipos de CT para el cálculo de dosis en Radioterapia con fotones y protones. Se basa en el conocimiento de la composición de los materiales del maniquí con el que se realiza la calibración, para poder caracterizar el espectro emitido por el tubo, y después utilizar la composición de los tejidos biológicos proporcionada por alguna librería y crear una "lookup table" que relacione las características biológicas de los tejidos con las UHs que les corresponden, y no con las obtenidas con los materiales del maniquí que suelen diferir a la de los tejidos biológicos reales. En los últimos años, los equipos CT de doble energía han llegado para mejorar la caracterización de los tejidos en Radioterapia externa y en terapia con protones. Múltiples métodos para calibrar dichos equipos se se han propuesto en la bibliografía, y se ha demostrado la mejora que proporcionan en la caracterización de todos los materiales, incluidos los biológicos. Estas nuevas calibraciones para equipos de doble energía aprovechan las dependencias funcionales de los coeficientes de atenuación lineal con la densidad electrónica y el número atómico efectivo, aunque no contemplan la composición de los tejidos biológicos. Sin embargo, quedan algunos problemas relativos a estos equipos como los relativos al comportamiento de estas nuevas calibraciones para materiales biológicos de alta densidad.

En nuestro trabajo hemos modelado el proceso de calibración, basándonos en las ecuaciones de la interacción de los RX con la materia, lo que nos ha permitido estudiar y comprender los fallos en los que incurrían las calibraciones previas. Además, basado en nuestro modelo, hemos podido diseñar una nueva calibración que mejore los problemas conocidos y que sea realmente estequiométrica, es decir, que además de ser específica para los equipos de doble energía, tenga en cuenta la composición de los tejidos biológicos y permita solventar los problemas encontrados en la bibliografía. Como se muestra en la figura, nuestra calibración (Stoichio DECT calibration) produce menor error residual (RSE) para todos los compuestos incluidos en la librería de ICRU46 ordenados por densidad electrónica relativa (RED), mientras que la calibración de doble energía previa (DECT calibration), falla para los compuestos biológicos de alta densidad, también se añade una calibración de un equipo de una única energía (SECT calibration) como referencia. Además, nuestro modelo nos ha permitido diseñar nuevas formas de evaluar la bondad de las calibraciones para los equipos de doble energía y estudiar cuál sería el intervalo de separación de energía óptimo para obtener calibraciones más exactas. En conclusión, nuestro modelo permite mejorar la calibración de los equipos CT de doble energía para su uso en la clínica y el estudio de los espectros óptimos a tener presentes en las adquisiciones de doble energía.



CARACTERIZACIÓN DE UN ACELERADOR FLASH DE ELECTRONES: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIMETRÍA Y CÁLCULOS DE BARRERAS CON GAMOS

Lagares González, J. I. (1); Sarasola Martin, I. (1); Arce, P. (1); Miras Del Río, H. (2); De Liso, V. (3); D'amico, I. (3); Pensavalle, J. H. (4); Felici, G. (3); Ramos Martín, F. (1); Ibañez Moragues, M. (1); Chamorro Claver, N. (1); Morcillo Alonso, M. Á. (1); Sanchez-Doblado, F. (5)
(1) CIEMAT; (2) Hospital Universitario Virgen Macarena; (3) S.I.T.–Sordina IORT Technologies SpA; (4) U.O.Fisica Sanitaria, Azienda Universitaria Ospedaliera Pisana; (5) Universidad de Sevilla

INTRODUCCIÓN

Dada la naturaleza de los electrones, las barreras necesarias para la protección de la población y los trabajadores para energías de 7-9 MeV son sensiblemente menores que para fotones. Los aceleradores de electrones pueden incluso emplearse en quirófanos para tratamientos intraoperatorios con blindajes limitados. En el caso de un acelerador FLASH, la situación sería similar en sus aplicaciones clínicas, pero ha de tenerse especial consideración en las sesiones dosimétricas para la caracterización del equipo. Esto es debido a las altas tasas y dosis acumulada por la presencia fotónica de Bremsstrahlung, requiriéndose blindajes incluso superiores a los exigidos para un acelerador convencional de fotones de la misma energía.

En este trabajo se ha caracterizado experimentalmente un acelerador FLASH de energías 7 y 9 MeV, para las consideraciones de protección radiológica. La verificación con Monte Carlo (GAMOS) facilitará el diseño o la adaptación del bunker, así como el establecimiento de los límites en la carga de trabajo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado el acelerador Electron-FLASH de la empresa SIT, a una energía nominal de 9 MeV con tasas instantáneas de hasta varios MGy/s en el campo de referencia. El equipo permite pulsos desde 0.5 hasta 5 μs con una frecuencia de repetición de 1 a 250 Hz. Se ha medido la distribución de dosis fotónica alrededor del acelerador empleando conjuntos de 3 dosímetros TLD-700 de Harshaw, en un alojamiento circular dentro de un maniquí de PMMA de al menos 4 cm de espesor para eliminar la contaminación de dosis electrónica ambiental, para el haz de electrones incidiendo sobre una cuba de agua PTW MP3-P. Las medidas en la sala cubren todas las direcciones de interés (al menos cada 15 grados desde la dirección de incidencia), además se realizaron medidas fuera del bunker.

Para la verificación con Monte Carlo -GAMOS- se midieron con flash-Diamond PTW, PDDs, perfiles y dosimetría absoluta. Posteriormente se calcularon las dosis obtenidas con los TLDs. Para las medidas fuera del bunker se empleó la reducción de varianza *Point-Detector-Scorer*.

El modelo obtenido, fue aplicado a un bunker con paredes de espesores entre 30 y 60 cm de hormigón y con haz apuntando hacia el suelo.

RESULTADOS

La distribución de las dosis medidas y estimadas con GAMOS fueron muy similares (Figura 1), encontrándose mayor incertidumbre fuera del bunker. Las tasas de dosis en el exterior del bunker estudiado alcanzaron valores de hasta 3 nSv/Gy en el perímetro y de 15.35 nSv/Gy en la cubierta (Figura 2).

CONCLUSIONES

Se han generado datos y herramienta Monte Carlo para poder realizar una evaluación de este acelerador con técnicas tradicionales como la NCRP-151. La colección de medidas experimentales avala el uso de dicho código GAMOS. Si bien, un bunker convencional podría ser válido para la terapia con electrones, para su caracterización dosimétrica debe de ser estudiado cuidadosamente, valorando especialmente la limitación de la carga de trabajo.

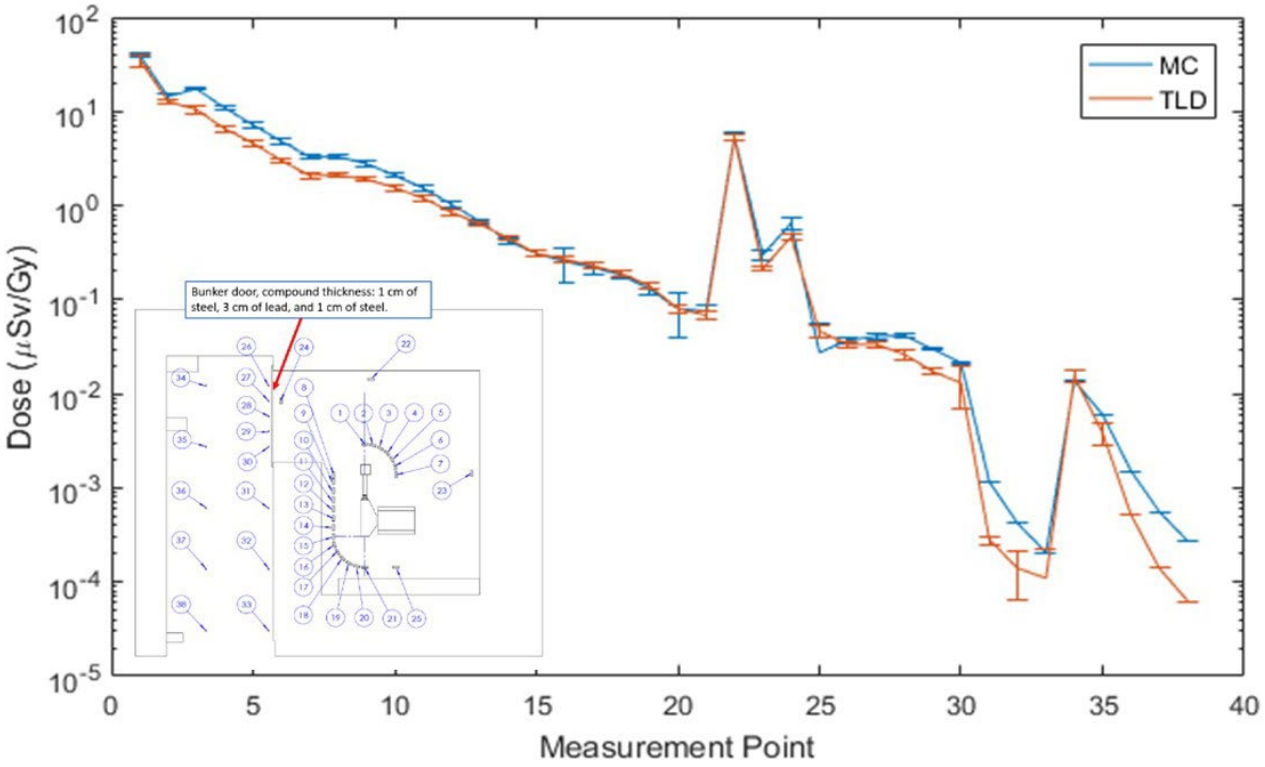


Figura-1. Tasa de dosis en el entorno del acelerador medidas y calculadas con GAMOS (MC).

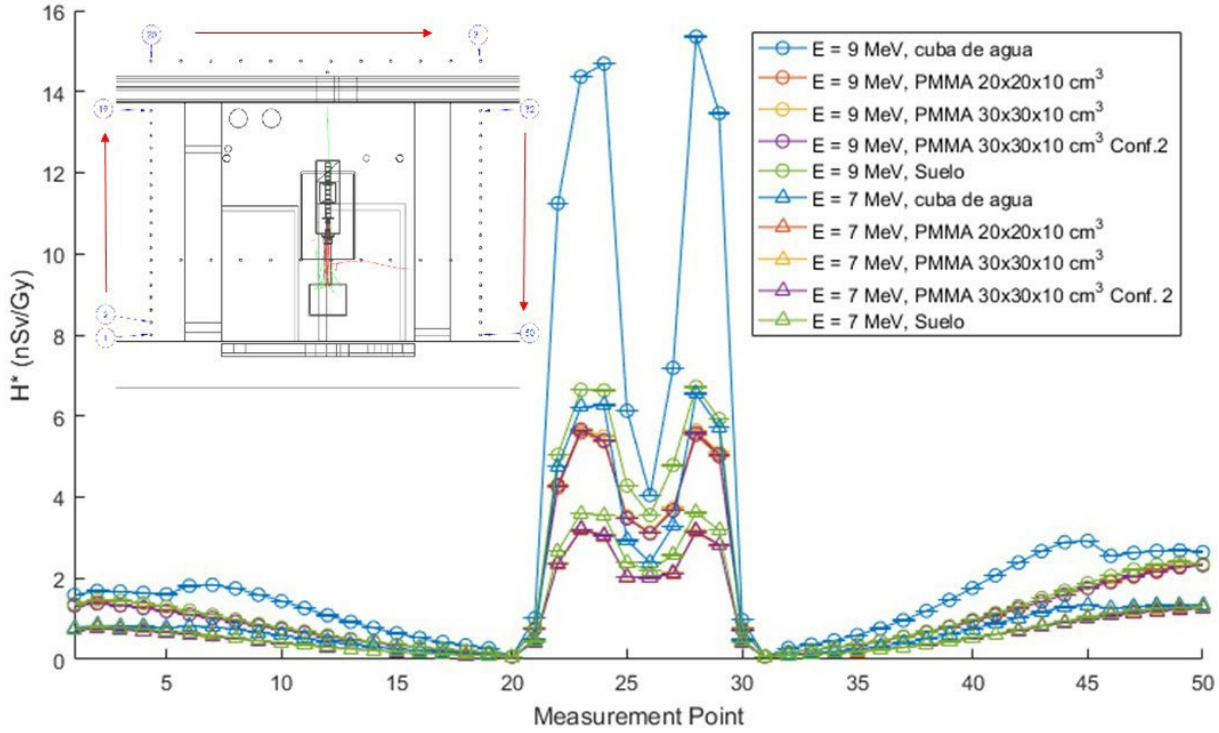


Figura-2. Tasa de dosis.

ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

INNOVACIÓN EN TRATAMIENTOS SUPERFICIALES CON RADIONÚCLIDOS ABIERTOS (RHENIUM-188): OPTIMIZACIÓN DOSIMÉTRICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO

Lozares Cordero, S. (1); Vijande Asenjo, J. (2); Tur, P. (3); González Pérez, V. (4); Rembielak, A. (5)

(1) Servicio de Física y P.R.-Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza; (2) Universidad de Valencia; (3) Faculty of Science, Agriculture and Engineering, Newcastle University, Newcastle-upon-Tyne, UK; (4) Servicio de Radiofísica y PR- Fundación IVO de Valencia; (5) Department of Clinical Oncology, The Christie NHS Foundation Trust, Manchester, UK-Division of Cancer Sciences, School of Medical Sciences, Faculty of Biology, Medicine and Health, The University of Manchester, Manchester, UK

INTRODUCCIÓN

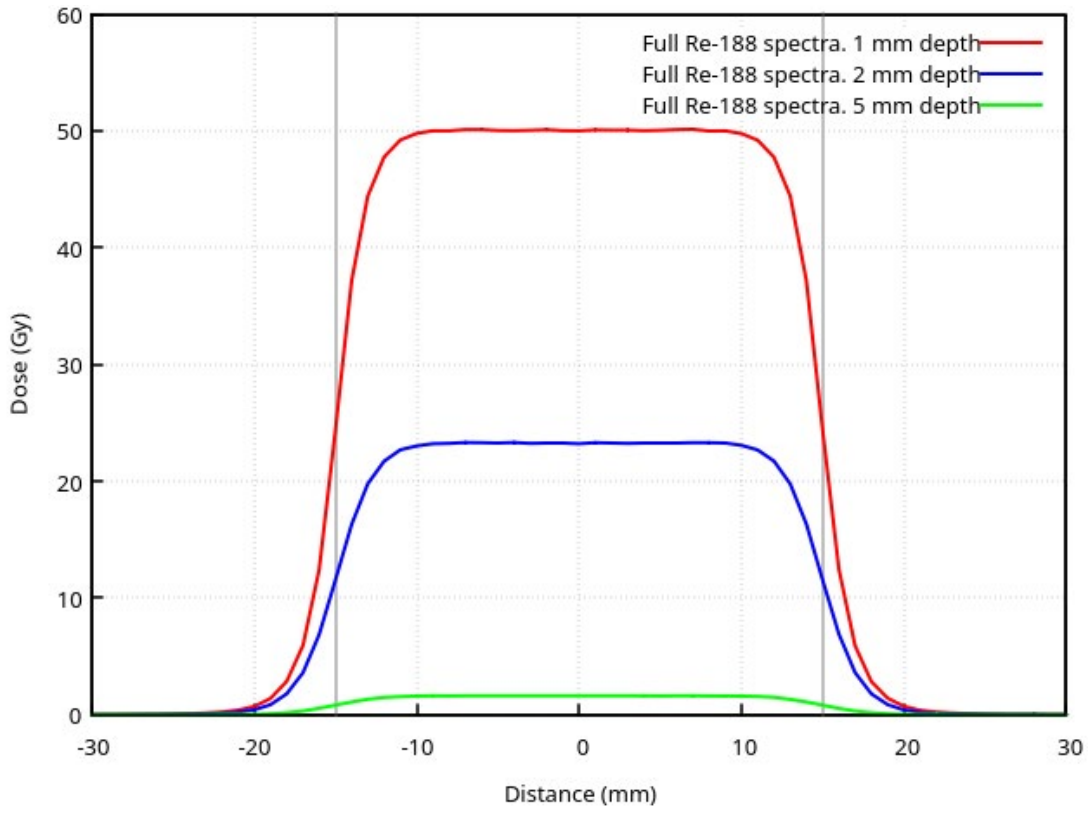
El Re-188 (t_1/2 ≈ 17 h) es un radionúclido emisor beta (E_β- máx. ≈ 2,12 MeV) con una emisión gamma secundaria (~155 keV, ~15% de abundancia) y es utilizado en el tratamiento de cánceres de piel no melanoma (CPNM). Su administración como fuente abierta confiere particular relevancia a la dosimetría y al control de la dosis en lesiones superficiales, así como a la necesidad de pautas de protección radiológica (PR) específicas que complementen las recomendaciones del fabricante. Este trabajo analiza la contribución diferencial de las emisiones beta y gamma del Re-188 en la distribución de dosis y propone directrices de seguridad basadas en la evidencia física, destacando el rol esencial del físico médico en la supervisión de estos procedimientos.

MATERIAL Y MÉTODOS

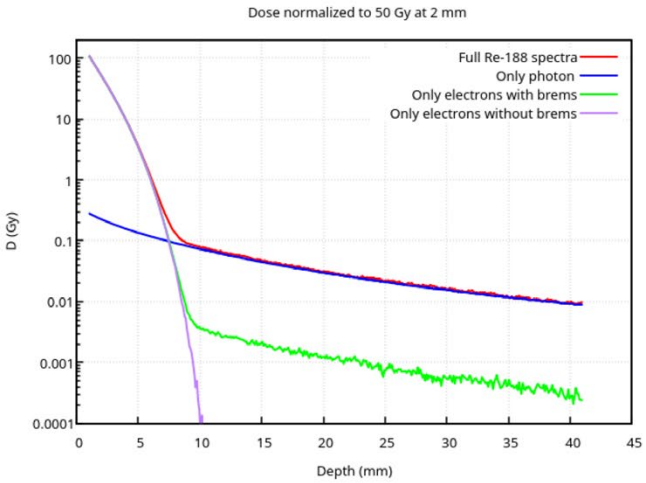
La interacción del espectro completo de Re-188 con tejido blando se modeló mediante simulaciones Monte Carlo utilizando el código PENELOPE (v.2018). Se consideró una aplicación superficial de 5×5 cm^2 y se calcularon perfiles de dosis a profundidades de 1, 2 y 5 mm, desglosando la contribución de las emisiones beta y gamma. La normalización se realizó con respecto a dosis objetivo de 50 Gy (prescripción estándar) a 1 y 2 mm. A partir de los resultados dosimétricos obtenidos, se elaboraron recomendaciones de PR que optimizan la manipulación de la fuente abierta y el manejo de blindajes, extendiendo las indicaciones habituales proporcionadas por el fabricante.

RESULTADOS

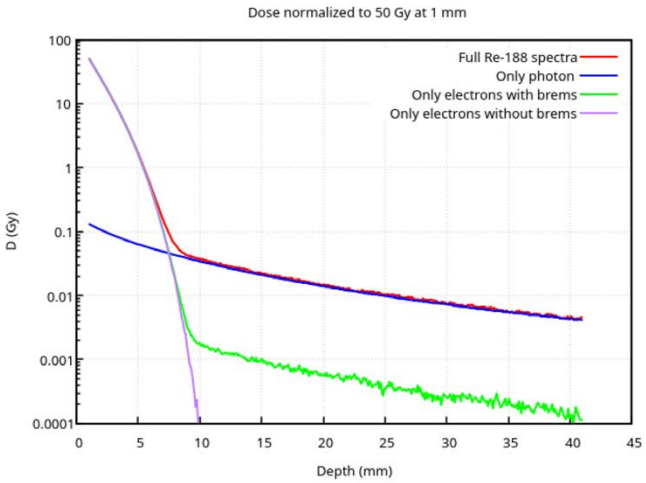
Los perfiles de dosis (Figura 1) muestran que la contribución beta es dominante hasta profundidades de ~3 mm, permitiendo una administración precisa de la dosis en lesiones superficiales. Sin embargo, la componente gamma se vuelve significativa a mayor profundidad (Figura 2), y puede alcanzar valores dosimétricamente relevantes por su mayor penetración. Estos hallazgos justifican la necesidad de adaptar las medidas de protección, especialmente cuando se utilizan campos de tratamiento más grandes o se realizan múltiples procedimientos en un mismo entorno clínico.



Dose normalized to 50 Gy at 2 mm



Dose normalized to 50 Gy at 1 mm



DISCUSIÓN

La naturaleza dual beta-gamma del Re-188 exige una evaluación que vaya más allá de las directrices estándar para radionúclidos puramente beta, pues la fracción gamma puede conllevar dosis no despreciables en regiones fuera de la zona de interés. En consecuencia, se deben proponer recomendaciones de PR específicas enfocadas en la optimización del blindaje y la manipulación segura de la fuente, más allá de las recomendaciones del fabricante. El físico médico desempeña un papel fundamental al validar la exactitud de las simulaciones, calibrar la dosis administrada y establecer protocolos de seguridad que contemplen la exposición externa y la eventual contaminación por manipulación.

CONCLUSIONES

La inclusión de la emisión gamma en la planificación dosimétrica del Re-188 mejora la precisión de los tratamientos superficiales en CPNM y aporta criterios adicionales para la PR. Este enfoque integral refuerza la responsabilidad del físico médico en la optimización de la eficacia clínica y la seguridad, ofreciendo pautas complementarias a las recomendaciones del fabricante para la manipulación de fuentes abiertas de Re-188 y garantizando un uso seguro y eficiente en la práctica dermato-oncológica.

RADIODIAGNÓSTICO DE ISQUEMIA, HEMORRAGIA Y EDEMA CEREBRAL EN ENTORNOS CON RECURSOS LIMITADOS: SIMULACIÓN 2D-3D DE RADIOGRAFÍAS DIGITALES Y EQUIVALENCIA HU-ESCALA DE GRISES OPTIMIZADA POR INTELIGENCIA ARTIFICIAL

Yovera Alvarez, J. (1)
(1) ICS

INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) es esencial para el diagnóstico de patologías cerebrales como el edema, la hemorragia y la isquemia. Sin embargo, en muchas regiones rurales o con recursos limitados, la falta de acceso a este equipo retrasa los diagnósticos y empeora los resultados clínicos. Este proyecto propone establecer una equivalencia entre las Unidades Hounsfield (HU) y la escala de grises de las radiografías digitales, utilizando simulaciones tridimensionales (3D) y algoritmos de inteligencia artificial (IA) para proporcionar diagnósticos rápidos y precisos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó un pipeline de seis etapas que integra múltiples herramientas tecnológicas:

- Radiografías digitales: Captura de tres proyecciones (frontal, lateral y oblicua) de alta resolución.
- Preprocesamiento de imágenes: Alineación precisa de las proyecciones, filtrado de ruido y segmentación de estructuras anatómicas clave utilizando algoritmos de procesamiento de imágenes.
- Reconstrucción 3D mediante GANs: Generación de modelos tridimensionales mediante redes generativas adversarias (GANs) entrenadas con conjuntos de datos emparejados de radiografías y TC.
- Calibración del rango de grises: Conversión de la escala de grises en valores HU estimados mediante modelos empíricos basados en la atenuación de los rayos X.
- Análisis por IA: Redes convolucionales profundas (CNNs) segmentan y clasifican regiones patológicas, evaluando la presencia y severidad del edema, hemorragia o isquemia.
- Generación del reporte preliminar: El sistema emite un diagnóstico inicial antes de la confirmación con TC, cuando esté disponible.

RESULTADOS

Las pruebas iniciales realizadas mostraron resultados prometedores. El modelo de IA logró reconstruir con una precisión superior al 85% los valores equivalentes a HU. La detección de edema tuvo una sensibilidad del 87%, hemorragias del 91% e isquemias del 85%, diferenciando correctamente entre casos leves, moderados y graves. La generación del reporte preliminar se completó en menos de cinco minutos.

DISCUSIÓN

La implementación de este proyecto en regiones con recursos limitados podría cambiar drásticamente la dinámica del diagnóstico precoz. La combinación de radiografías digitales y GANs supera parcialmente la falta de información volumétrica de las imágenes 2D tradicionales. Sin embargo, la precisión del sistema aún depende de bases de datos amplias y diversas para su entrenamiento. La calibración dinámica y la retroalimentación continua son claves para mejorar los resultados en casos más complejos o lesiones sutiles. Este enfoque es escalable y podría aplicarse a otros órganos o sistemas.

CONCLUSIONES

La equivalencia entre HU y la escala de grises respaldada por IA es una solución viable y práctica para el diagnóstico temprano de patologías cerebrales. Este proyecto representa una herramienta esencial en la atención médica en entornos rurales o desfavorecidos, donde la TC no está disponible.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOBIOLOGÍA Y EPIDEMIOLOGÍA

INVESTIGANDO LOS MECANISMOS BIOMOLECULARES SUBYACENTES A LA RADIOTERAPIA FLASH A PARTIR DEL ANÁLISIS DE SU ESPECTRO INFRARROJO

Martínez-Rovira, I. (1); Petit, B. (2); González-Vegas, R. (1); Vozenin, M. (2); Yousef, I. (3)
(1) Universitat Autònoma de Barcelona (UAB); (2) University Hospital of Geneva; (3) ALBA-CELLS Synchrotron

INTRODUCCIÓN

La radioterapia FLASH es una modalidad radioterapéutica novedosa que tiene el potencial de revolucionar los tratamientos contra el cáncer. Esta técnica, que usa haces de ultra alta tasa de dosis, constituye una ruptura con la radioterapia actual ya que parece activar mecanismos biológicos diferentes a los involucrados en la radioterapia convencional. En los estudios radiobiológicos se ha observado una reducción importante de la toxicidad en los tejidos sanos, manteniendo la misma efectividad frente al cáncer (efecto FLASH) [1]. No obstante, la base biológica de la preservación del tejido sano y la respuesta tumoral a la radioterapia FLASH aún no se comprenden en profundidad.

El objetivo principal de nuestro trabajo es utilizar luz infrarroja para comprender los mecanismos biológicos involucrados en la radioterapia FLASH [2]. En este contexto, hemos empleado la microespectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIRM), junto con técnicas de análisis multivariado, para estudiar la respuesta bioquímica de tejidos sanos expuestos a la radioterapia FLASH en función del tiempo post-irradiación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizaron irradiaciones del cerebro de ratones hembra (C57Bl/6J) en un prototipo de acelerador lineal de haces de electrones de 6 MeV (Oriatron 6e, PMB). Las irradiaciones FLASH se administraron con 1 pulso de 1,8 μs y las convencionales (Conv) con una tasa de dosis de 0,1 Gy/s (dosis: 10 Gy) [3]. Se tomaron muestras de tejido cerebral a diferentes tiempos post-irradiación (24 horas, 48 horas, 2 semanas y 4 semanas) [2]. Las medicas de FTIRM se llevaron a cabo en la línea de luz MIRAS del sincrotrón ALBA (microscopio Hyperion 3000 acoplado al espectrómetro Vertex 70, Bruker). El análisis de componentes principales (PCA) se realizó con el software Quasar [4].

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Mediante PCA, se han identificado marcadores espectrales que nos permiten discriminar entre las dos modalidades de irradiación. Las modificaciones en las bandas del espectro infrarrojo correspondientes a proteínas, lípidos y ácidos nucleicos en el tejido sano nos indican transformaciones moleculares asociadas a la radioterapia FLASH distintas a la radioterapia convencional.

Se ha observado una reducción del cociente PhI/AII (relacionado con modificaciones en los ácidos nucleicos), así como cambios importantes en la estructura secundaria de las proteínas (aumento del cociente ß/α en la Amida I) en irradiaciones convencionales. Las modificaciones observadas muestran que los grupos FLASH poseen un patrón molecular cercano al de los controles no irradiados [2]. Las diferencias bioquímicas entre las dos configuraciones de irradiación se ven reducidas en función del tiempo post-irradiación, pero se mantienen visibles 4 semanas después del tratamiento (Figura 1).

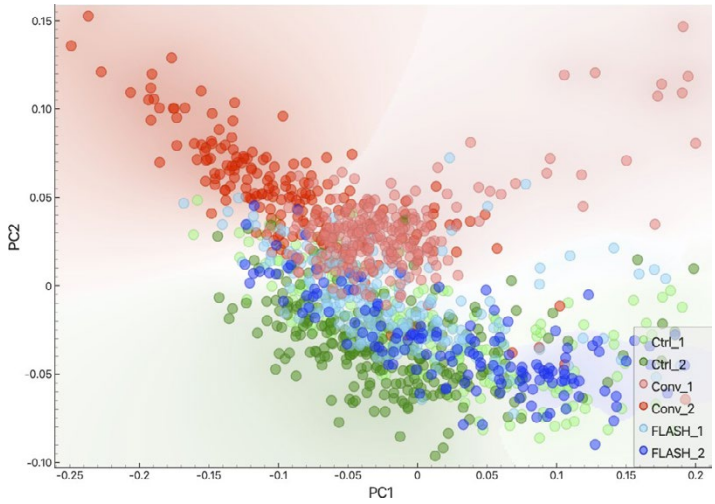


FIGURA 1. *Análisis por componentes principales (PCA) a las 4 semanas del tratamiento. Región espectral: 1800–950 cm−1. Región del cerebro: corteza cerebral.*

CONCLUSIONES

El empleo de la microespectroscopía infrarroja en combinación con técnicas de análisis multivariado nos ha proporcionado nuevos conocimientos sobre los efectos biomoleculares implicados en la radioterapia FLASH.

REFERENCIAS

[1] VOZENIN, REV. MOD. PHYS. 96 (2024);

[2] MARTÍNEZ-ROVIRA, RADIOTHER. ONCOL. 196 (2024);

[3] JACCARD MED. PHYS. 45 (2018);

[4] TOPLAK, CELLS 10 (2021).

MODELO PREDICTIVO DE CONTROL NEOPLÁSICO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA CORPORAL ESTEREOTÁCTICA DE METÁSTASIS VERTEBRALES

Cano Iglesias, E. (1); Fernández Sánchez, T. (2); Torres Sánchez, J. (2)
(1) HC Marbella y Hospital Universitario Reina Sofía; (2) Hospital Universitario Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

La radioterapia corporal estereotáctico (SBRT) es uno de los tratamientos a los que pueden someterse pacientes oligometastásicos con metástasis vertebrales. La probabilidad de control tumoral (PCT) es el estimador utilizado para evaluar la eficacia del tratamiento. El objetivo del trabajo es conocer la eficacia de la SBRT sobre la PCT y obtener un modelo predictivo entre PCT y la dosis absorbida (D).

METODOLOGÍA

Se realizó un estudio longitudinal, retrospectivo, observacional y analítico, donde los pacientes fueron tratados de metástasis vertebrales mediante SBRT. La población incluyó los pacientes tratados en el Hospital Universitario Reina Sofía entre 2015 y 2023. La muestra se compuso de 79 pacientes tratados con 18 Gy en sesiones únicas. Se excluyeron pacientes tratados previamente en la vértebra afectada o adyacentes y pacientes tratados con el mismo fraccionamiento de cualquier otra vértebra.

La variable dependiente fue el control local a 2 años (*PCT2*) y la variable independiente la D, en concreto, la dosis uniforme equivalente (*EUD*) obtenida mediante el procedimiento de Niemierko[1]. Como covariables se estudiaron el tumor primario, volumen tumoral, localización vertebral, estadio de enfermedad, escala ECOG, sexo, edad y diabetes.

Se realizó un modelo de regresión logística multivariante entre PCT2 y EUD. Además, se calcularon curva de supervivencia en función del valor EUD obtenido como punto de corte óptimo de la curva ROC de regresión.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra la tabla de la regresión, siendo significativos la *EUD*, el volumen del tumor y la edad.

	ESTIMACIÓN CRUDA					ESTIMACIÓN AJUSTADA				
	B	Error Std.	Odds Ratio	IC95% e^B	p	B	Error Std.	Odds Ratio	IC95% e^B	p
EUD	0,82	0,23	2,27	1,44-3,59	<0,001	0,89	0,40	2,44	1,10-5,38	0,028
VOL. TUMOR	-0,48	0,15	0,62	0,46-0,83	0,002	-0,53	0,25	0,59	0,36-0,96	0,034
EDAD	-0,13	0,03	0,97	0,72-1,22	0,046	-0,16	0,06	0,85	0,76-0,96	0,009
SEXO	0,75	0,63	2,12	-0,51-3,36	0,237					
PRIM.1	-1,57	0,81	0,03	0,04-1,02	0,053					
PRIM.2	-3,58	1,16	0,21	0,01-0,27	0,002					
LOC.1	15,98	<999	0,00	-	0,994					
LOC.2	16,16	<999	0,00	-	0,995					
LOC.3	33,13	<999	0,00	-	0,995					
EST.1	-2,08	0,89	0,13	0,03-0,29	0,019					
EST.2	-0,85	0,83	0,43	-1,54-0,12	0,306					
EST.3	-18,26	1769	0,00	-	0,992					
ECOG1	-1,54	0,76	0,21	0,05-0,94	0,042					
ECOG2	-17,72	1978	0,00	-	0,993					
DIAB.	-1,43	0,85	0,24	0,05-1,27	0,093					

Prueba Omnibus de modelo multivariante: Chi cuadrado 38,386 p < 0,001.
Bonda del ajuste del modelo multivariante: -2·Log verosimilitud 21,281, R^2 de Cox y Snell 0,574 y R^2 de Nagelkerke 0,781.
Prueba de Hosmer y Lemeshow: Chi cuadrado 1,0713 y p = 0,9978.
EUD: Dosis uniforme equivalente.
Vol. Tumor: Volumen del tumor a tratar.
Prim.1: Factor 1 correspondiente al tumor primario, cáncer de próstata.
Prim.2: Factor 2 correspondiente al tumor primario, otro cáncer diferente a cáncer de mama y próstata.
Loc.1: Localización dorsal del tumor; Loc.2: Localización lumbar del tumor; Loc.3: Localización sacra del tumor.
Est.1: Estadio 2 de la enfermedad; Est.2: Estadio 3 de la enfermedad; Est.3: Estadio 4 de la enfermedad.
ECOG1: Paciente correspondiente a ECOG 2; ECIG2: Paciente correspondiente a ECOG 3.

TABLA 1. Tabla de regresión con valores medios, intervalos de confianza y pruebas estadísticas.

En la figura 1 se muestra el modelo predictivo, en la izquierda del panel A la curva sigmoidea y en la derecha la capacidad predictiva. En el panel B, utilizando el valor óptimo de corte de la curva ROC como criterio para crear dos cohortes que comparar, las curvas de recaída y supervivencia.

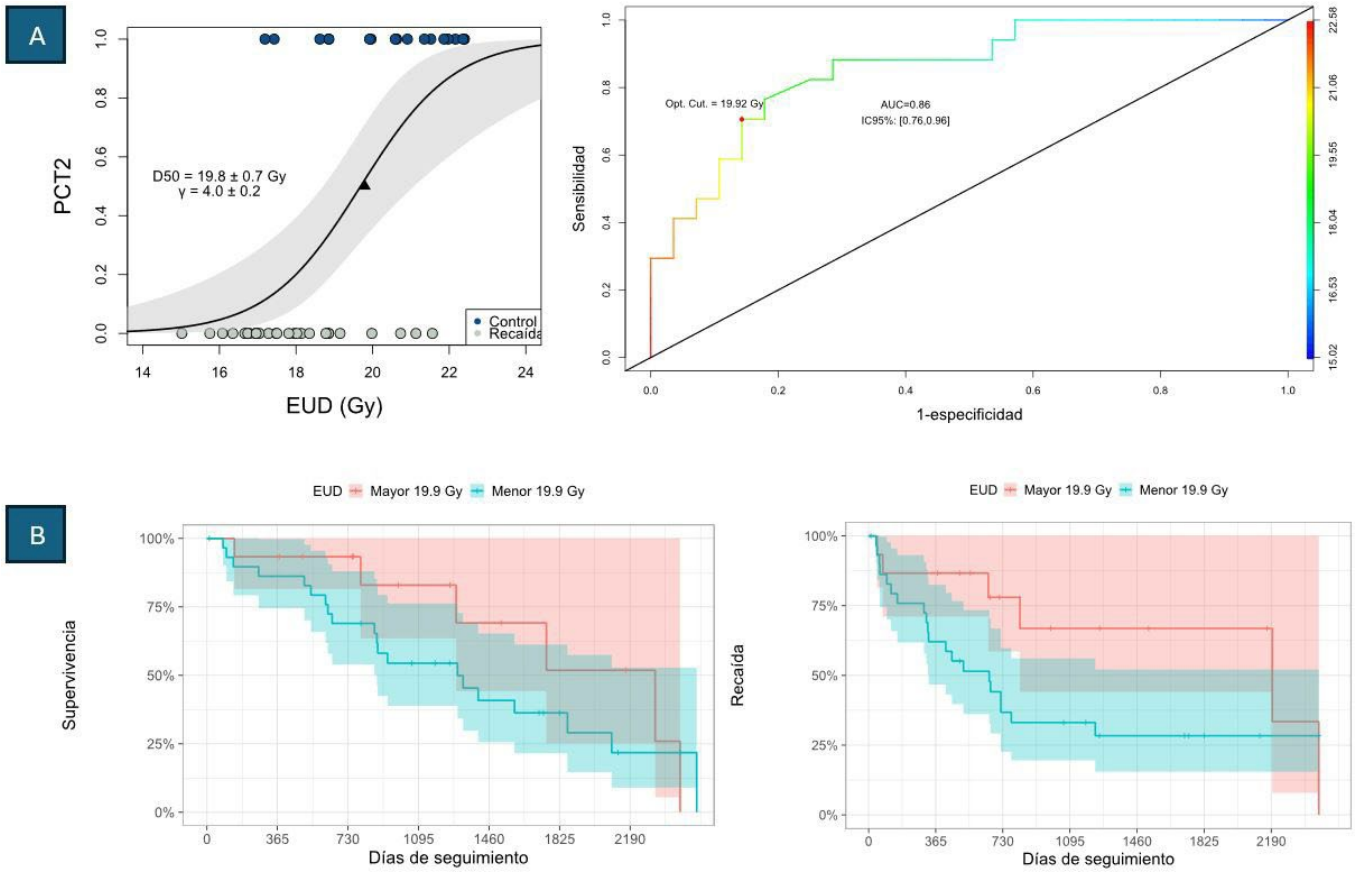


Gráfico 1. Gráficos obtenidos con el modelo logístico y curvas de supervivencia.

DISCUSIÓN

Existe evidencia de que la *EUD* es un buen parámetro predictivo en varios tipos de tumores[2,3,4], por lo que no resulta novedoso que en este trabajo también ocurra. No obstante, si es de destacar que los resultados sean tan buenos con un bajo número de pacientes.

El modelo muestra un acuerdo del 91.1%, sensibilidad de 0.824 y especificidad de 0.964. La tasa de falsos positivos es 6.7% y de falsos negativos de 12.5%. El índice de Youden, que caracteriza el modelo, fue de 0.788. Estos valores demuestran que la capacidad predictiva del modelo es excelente.

Se aprecian diferencias estadísticamente significativas entre las curvas de recaída con resultados del test de log-Rank p de 0.007, no siendo significativa en la supervivencia global.

CONCLUSIÓN

La capacidad predictiva del modelo fue muy buena, podría ser utilizado para mejorar los tratamientos estableciendo objetivos en las planificaciones. El valor óptimo de EUD podría ser usado clínicamente para mejorar la eficacia de tratamientos.

REFERENCIAS

1 Niemierko, 1997

2 Quing-Hua et al., 2022

3 Zhenhu et al., 2022

4 Cheng et al., 2022

ESTUDIOS DE RADIOBIOLOGÍA IN VITRO E IN VIVO PARA PROTONTERAPIA: RBE, LET Y COMBINACIÓN CON INMUNOTERAPIA

Ibáñez Moragues, M. (1); Chamorro Claver, N. (1); Lagares, J. I. (1); Oteo, M. (1); Arce Dubois, P. (1); Ramos-Martín, F. (1); Luján-Rodríguez, V. M. (1); Vela, O. (1); G. Martínez, V. (1); Martin-Rey, M. A. (1); De Almeida, E. I. (1); Alberquilla-Fernandez, O. (1); Viñals Muñoz, A. (2); Segovia, J. C. (1); Azcona, J. D. (2); Sanchez-Dominguez, R. (1); Morcillo, M. Á. (1)

(1) Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT); (2) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

La protonterapia (PT) permite irradiar volúmenes con protones minimizando el daño en tejido sano debido a la alta precisión en la deposición de dosis. El daño ejercido es mayor en comparación con el de la radioterapia convencional (fotones). Para cuantificarlo, se utiliza la Eficacia Biológica Relativa (RBE), cociente entre las dosis necesarias para causar el mismo efecto con dos tipos de radiación (protones y radiación de referencia). Actualmente, se utiliza un valor de 1,1 en la práctica clínica, aunque hay indicios de que el tipo de tumor o la transferencia lineal de energía (LET) pueden afectar a este valor. Este trabajo aborda tres perspectivas: (1) estudiar diferencias en el uso de radiaciones de referencia con fotones de distinta energía en varios tipos de tumor, (2) la dependencia de la RBE con la LET y (3) el posible beneficio del tratamiento combinado con inmunoterapia (IT).

MATERIAL Y MÉTODOS

(1) Se realizaron ensayos clonogénicos con fotones (RX-250kV y LINAC-6MV) a 1-15Gy y tasa de dosis 0,58 y 7,46Gy/min, respectivamente) en cinco líneas celulares (A549, U251, V79, 4T1.2 y Renca). (2) Se estudió el efecto de cinco LET de protones (1,8-24keV/µm) con distintas dosis 1-8Gy (Hitachi, CUN) en la línea Renca mediante ensayo clonogénico, obteniendo distintas RBE. (3) Se desarrolló un modelo singénico de ratón del adenocarcinoma renal Renca para estudiar la combinación radioterapia+IT (anti-PD-L1). Los animales se trataron con las combinaciones posibles (RX o PT (7Gy); con/sin IT). Se evaluó el crecimiento tumoral (tomografía computerizada (CT)) y cambios en el sistema inmunitario (citometría de flujo). Se realizaron cálculos Monte-Carlo y medidas con cámara de ionización y película EBT3 para verificar dosis y LET.

RESULTADOS

(1) Las dos radiaciones de referencia (distintas energías y tasas) afectaban de forma diferente a cada línea celular, aumentando el valor alfa (Figure.1a). (2) Respecto a Renca, esta mostró una alta dependencia de la supervivencia con la LET de protones (Figure.1b), alcanzando valores de RBE de 3. (3) Respecto a los resultados de inmunoterapia, se observó el mayor control tumoral tras tratamiento con RX+anti-PDL1 (Figure.2a). El tratamiento RX+IT redujo la cantidad de células inmunosupresoras comparado con solo el tratamiento con RX (Figure.2b). Por último, las simulaciones realizadas mostraron una dosis en tumor y tejidos sanos diferente a la planificada (9,4Gy-RX; 5,3Gy-PT) (Figure.2c).

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos señalan la necesidad de tener en cuenta qué tipo de radiación de referencia se utiliza, el tipo de tumor y la LET. Las bajas dosis dadas en protones explican el bajo control tumoral e inefectividad de la IT, mientras los resultados en RX nos animan a realizar más investigaciones preclínicas para comprender cómo podría aprovecharse esta terapia combinada.

CONCLUSIONES

A ciertas líneas (A549; U251) les afectaron más las distintas radiaciones de referencia. La línea Renca mostró una RBE superior a 1,1 y su estudio in vivo permitió comprobar la eficacia en el control tumoral de la radioterapia con inmunoterapia, alentando a seguir con estos estudios.

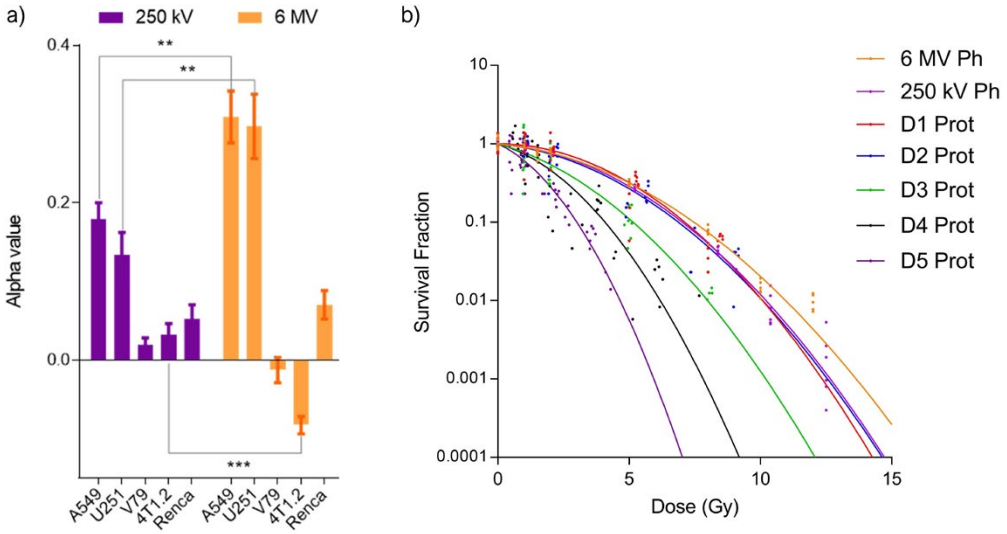


Figura 1. a) Valores alfa extraídos de las curvas de supervivencia del ensayo clonogénico ajustadas al Modelo Lineal Cuadrático (LQM) de las líneas celulares A549, U251, V79, 4T1.2 y Renca tras irradiación con fotones de 250 kV y 6 MV. **b)** Curvas de supervivencia del ensayo clonogénico ajustadas al Modelo Lineal Cuadrático (LQM) de la línea celular Renca tras irradiación con protones de 70,2 MeV y 5 valores de LET distintos (D1-D5 de 1,8-24 keV/µm).

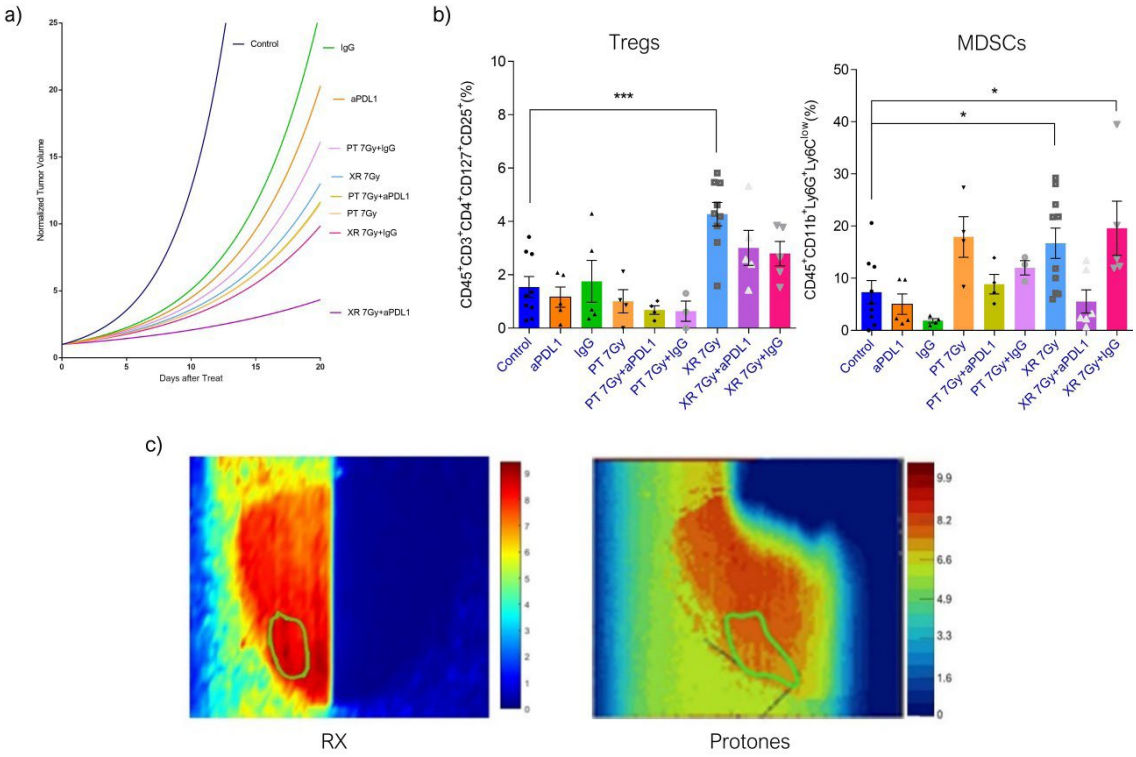


Figura 2. a) Crecimiento tumoral normalizado a día 0 (inicio del tratamiento) en el modelo subcutáneo de Renca tras irradiación con rayos X (XR) o protones (PT) y la combinación con inmunoterapia (control IgG o aPDL1). El grupo control fue inyectado solo con tampón de fosfato salino **b)** Poblaciones celulares del tejido tumoral tras los diferentes tratamientos analizado por citometría de flujo. Se representa el porcentaje de expresión de los marcadores funcionales relativo al total. Los marcadores usados para cada tipo son: $CD4^+$ Treg cells ($CD45^+CD3^+CD4^+CD127^+CD25^+$) y myeloid-derived suppressor cells (MDSCs) ($CD45^+CD11b^+Ly6G^+Ly6C^{low}$) ($CD45^+MHCII^+CD11c^+CD11b^+F4/80^+CD206^{high}CD163^+$). Los análisis estadísticos se han realizado comparando cada tratamiento con el control ($*p < 0.05$ and $***p < 0.001$). **c)** Simulaciones Monte Carlo para la dosis (Gy) de las irradiación con rayos X (RX) y protones con un ratón con un tumor Renca delineado en verde. Los haces provienen de la parte inferior de las imágenes.

ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO NACIONAL EN DOSIMETRÍA BIOLÓGICA: UNA RESPUESTA COORDINADA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS

Alcaraz, M. (1); Armengol, G. (2); Barquinero, J. F. (2); Burgos Molina, A. M. (3); Campayo, J. M. (4); Carrasco De Fez, P. (5); Domínguez, I. (6); Fernández, C. (7); Fernández, C. (8); Fernández, J. L. (10); García, J. A. (1); Gomis-Ferraz, J. G. (4); Gyingiri, D. (1); López, I. (7); Lozano, M. Á. (8); Luis Simon, F. J. (9); Mercado, A. M. (1); Mariño, A. (7); Montoro, A. (4); Moreno, M. (8); Navarro, J. L. (14); Olivares, A. (1); Pastor, N. M. (6); Prieto, M. J. (8); Ruiz, M. J. (3); Sierra, F. (8); Villaescusa, J. I. (4)

(1) Universidad de Murcia; (2) Universidad Autònoma de Barcelona; (3) Universidad de Málaga; (4) Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia; (5) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona; (6) Universidad de Sevilla; (7) Centro Oncológico de Galicia; (8) Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid; (9) Hospital Virgen del Rocío de Sevilla; (10) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca de Murcia

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, el riesgo de eventos radiológicos a gran escala, ya sean accidentes en instalaciones nucleares o ataques terroristas, ha crecido significativamente. Este tipo de incidentes, que pueden afectar a un elevado número de personas, requieren triajes médicos y radiológicos rápidos para determinar la dosis de radiación recibida y guiar las intervenciones médicas. En este contexto, la dosimetría biológica se presenta como una herramienta esencial para estimar dosis absorbidas a nivel corporal y mejorar la capacidad de respuesta nacional. Este proyecto, financiado por el CSN, tiene como objetivo desarrollar un Protocolo Nacional en Dosimetría Biológica (PNDB) que armonice técnicas y recursos entre laboratorios españoles.

MATERIAL Y MÉTODOS

El proyecto, coordinado por el IIS La Fe, incluye la colaboración de seis laboratorios españoles con experiencia en dosimetría biológica. Las principales tareas incluyeron la recopilación de información sobre capacidades de los laboratorios, ejercicios de intercomparación para la estimación de dosis mediante técnicas como análisis de dicéntricos y micronúcleos, simulacros virtuales y presenciales de accidentes radiológicos, y la implementación de software como Biodose Tools. Además, se diseñaron cursos de formación para armonizar las técnicas utilizadas y fomentar la colaboración entre los equipos.

RESULTADOS

Se identificaron las características principales de los laboratorios participantes y se realizaron ejercicios intercomparativos que demostraron la capacidad para estimar dosis de radiación en muestras de sangre irradiadas, con resultados satisfactorios dentro de márgenes aceptables de error (Z-score). En la figura se muestran los resultados del primer ejercicio de intercomparación de los laboratorios tras el envío de imágenes a analizar para la estimación de dosis (Figura 1). Los simulacros virtuales permitieron evaluar la capacidad de respuesta ante emergencias, estableciendo triajes efectivos (<1 Gy, 1-2 Gy, >2 Gy). El proyecto también ha desarrollado un curso sobre dosimetría biológica, programado para febrero de 2025, y ha promovido la difusión de resultados en congresos nacionales e internacionales.

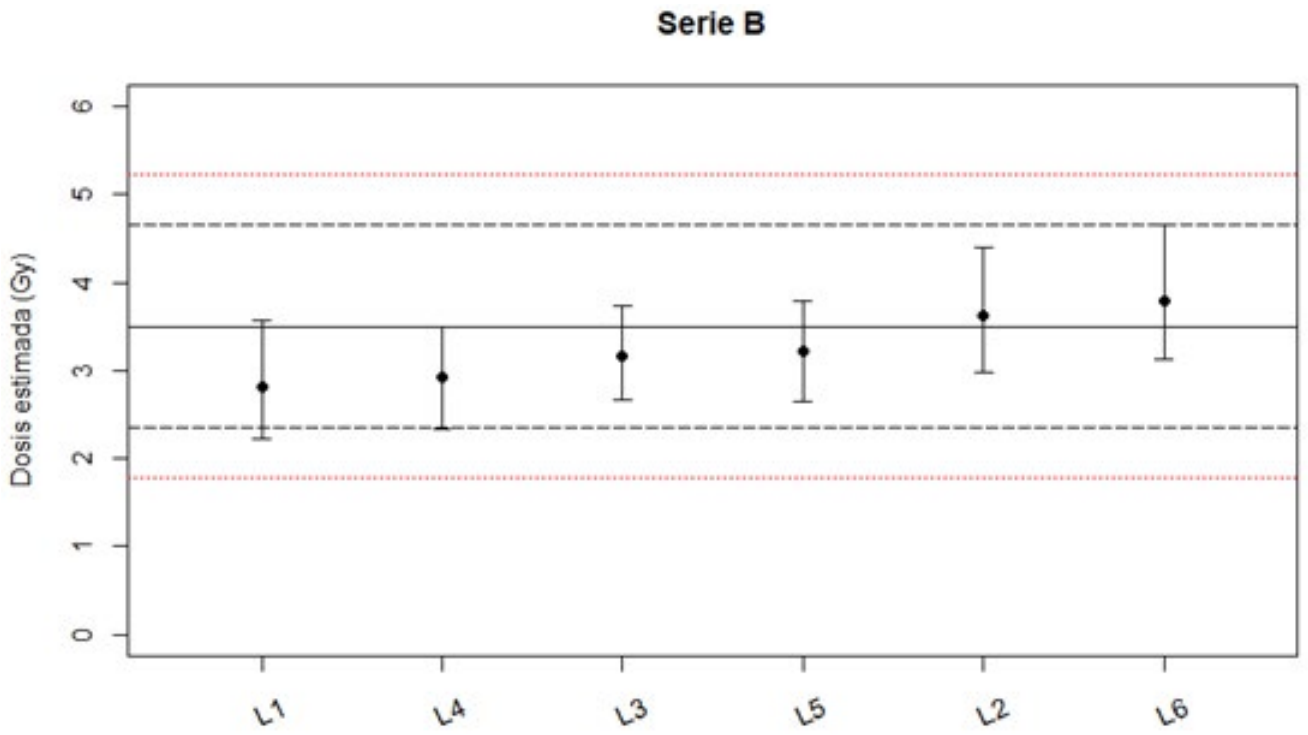


FIGURA 1: Dosis estimada (Gy) tras el análisis de una galería de imágenes (Serie B) por los laboratorios pertenecientes al proyecto.

DISCUSIÓN

El PNDB representa un esfuerzo colectivo para consolidar la capacidad nacional en dosimetría biológica, alineándose con estándares internacionales y fortaleciendo la respuesta ante emergencias radiológicas. La participación activa de instituciones académicas, hospitalarias y de investigación ha permitido integrar conocimientos y recursos, creando una red funcional y eficiente que puede responder ante eventos de gran escala.

CONCLUSIONES

El proyecto ha logrado avances significativos en la coordinación y armonización de técnicas de dosimetría biológica a nivel nacional. La implementación del Protocolo Nacional fortalecerá la capacidad de respuesta ante emergencias radiológicas, mejorando la seguridad y la protección de la población española.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA

ACEPTACIÓN DE CUATRO RESONANCIAS MAGNÉTICAS: EXPERIENCIA DE UN SERVICIO DE RADIOFÍSICA

Escalada Pastor, C. (1); Torres López, M. (1); Montes, A. (1); Orive Escalada, J. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro (Majahonda)

INTRODUCCIÓN

En el marco del plan INVEAT de 2022, el Servicio de Radiofísica y PR (SRPR) colaboró en la selección, justificación e implantación de cuatro resonancias magnéticas (RM) en nuestro hospital.

Desde 2008, el hospital exige la participación del SRPR en las verificaciones de los suministradores para la aceptación de RM. Entre 2008 y 2010 se realizaron cinco aceptaciones, detectándose problemas importantes, desde bobinas duplicadas hasta falta de acceso adecuado para los pacientes.

En 2022, el hospital exigió, además, la realización del protocolo “Large and medium phantom test guidance for the MRI accreditation program”, 2021, del American College of Radiology, para la aceptación de RM.

MATERIAL Y MÉTODOS

En 2023 se instalaron sucesivamente cuatro RM, dos Vida 3T y dos Sola 1.5T (una destinada a simulador de radioterapia) de la marca Siemens Healthineers (Erlangen, Alemania). En cada aceptación participaron, al menos, dos radiofísicos, y se evaluaron los siguientes aspectos:

- Coincidencia entre el material y el software suministrados con los ofertados.
- Calidad de imagen, según el protocolo ACR, con un fantoma medium Pro-MRI (Pro-Project, Polonia), FIGURA 1.
- Calidad del resto de bobinas, con los fantomas y el protocolo del fabricante.
- Coincidencia de láseres externos para RT con un fantoma Aquarius (LAP GmbH, Lüneburgh, Alemania).
- Se asistió a las medidas de la inducción magnética en el exterior de la resonancia realizadas por una empresa externa acreditada.

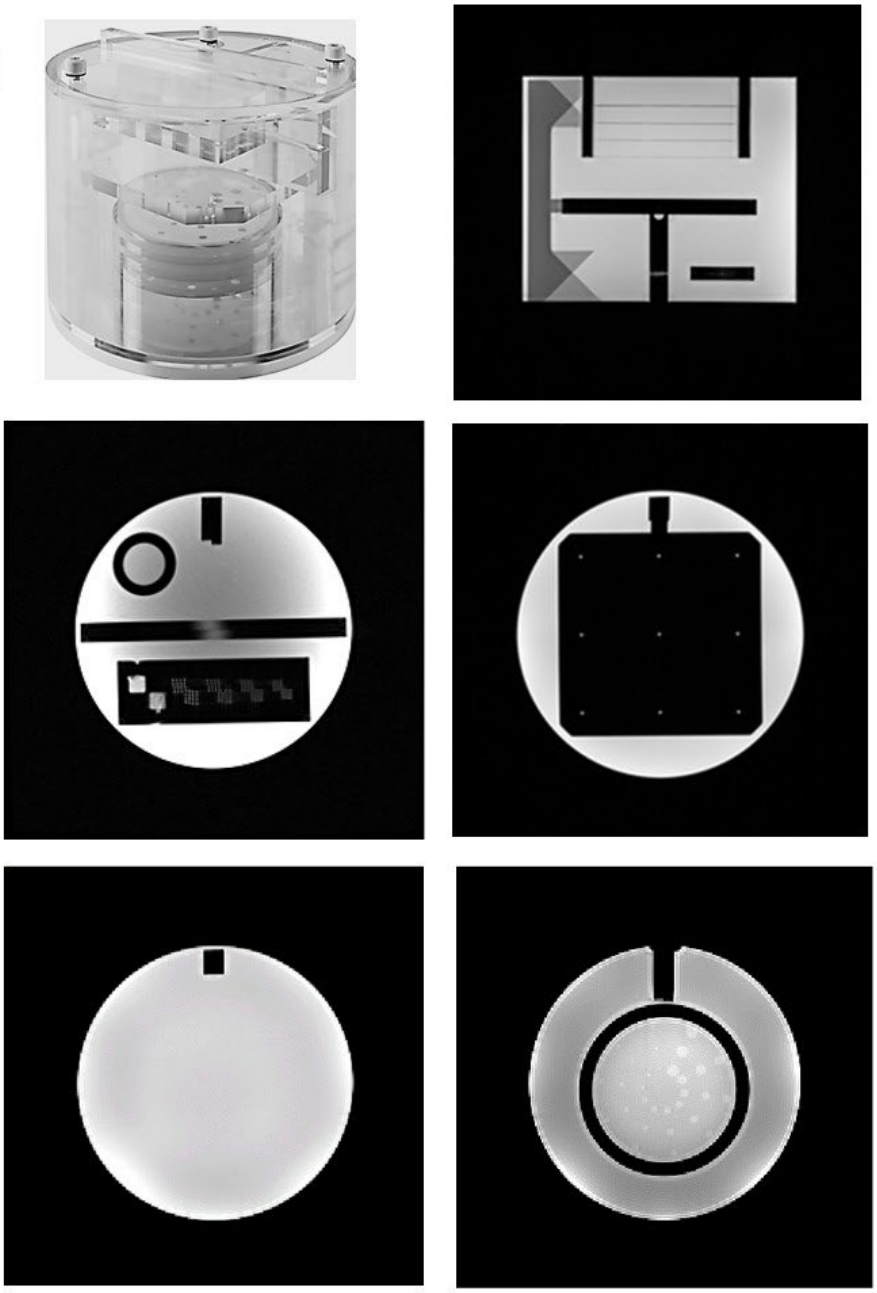


Figura 1. Fantoma ACR médium. Cortes de los objetos de test para evaluación de la resolución espacial, la distorsión geométrica, la uniformidad y la resolución a bajo contraste.

RESULTADOS

A pesar de la confusa redacción de la oferta técnica, se detectaron discrepancias entre la adjudicación y la entrega de algunas bobinas y otros accesorios menores.

Era la primera vez que se solicitaban las pruebas de aceptación de ACR a este suministrador, teniendo que realizarlas el SRFPR .

Algunos de los ajustes que el fabricante realizó durante la instalación derivaron en pocos días y tuvieron que repetirse. Finalmente, todas las pruebas ACR entraron en tolerancias (figura 2). En el simulador resonancia se detectaron desviaciones en los láseres externos, debiendo reinstalarse.

1 GEOMETRIC ACCURACY

T1	cm
Alto	14,64
Diámetros	
vertical	19,14*
horizontal	19,1
Diámetros slice 5	
0º	18,89
-45º	18,98
45º	19,02
90º	19,11
Resultado: OK	

2 HIGH-CONTRAST SPATIAL RESOLUTION

T1	mm
T1	1
T2	1
Resultado: OK	

3 SLICE THICKNESS ACCURACY

T1	mm
Top lenght	59,9
Bottom lenght	53,7
Promedio	5,66
Resultado: OK	

4 SLICE POSITION ACCURACY

T1	mm
distancia slice 1	2,3
distancia slice 2	3,2
Resultado: OK	

T2	mm
distancia slice 1	2,7
distancia slice 2	2,9
Resultado: OK	

5 IMAGE INTENSITY UNIFORMITY

T1	
media máx	1294
media min	1492
	93%
Resultado: OK	

T2	
media máx	1480
media min	1709
	93%
Resultado: OK	

6 PERCENT-SIGNAL GHOSTING .

T1	
large	1283
top	19,6
bottom	14,12
medrightia	15,9
left	13,34
	0,002
Resultado: OK	

7 LOW-CONTRAST OBJECT DETECTABILITY

T1	Corte	nº radios
	8	10
	9	10
	10	10
	11	10
Resultado OK		

T2	Corte	nº agujeros
	8	10
	9	10
	10	10
	11	10
Resultado OK		

Figura 2. Resultados de las pruebas ACR para la aceptación de una resonancia magnética.

DISCUSIÓN

Nuestra experiencia demuestra que en las aceptaciónes de las RM pueden detectarse problemas importantes que pueden ir más allá de la calidad de la imagen y que serían más graves de no corregirse antes de la puesta en marcha del equipo.

El personal del SRFPR tuvo un primer contacto con los equipos y fue incrementando sus habilidades con cada aceptación. Esta experiencia permitió elaborar un programa de control de calidad periódico y establecer valores de referencia.

CONCLUSIONES

En España no son obligatorias las pruebas de aceptación ni el control de calidad periódico en equipos de RM, salvo que estén destinados a simulación en radioterapia. Sin embargo, nuestra experiencia muestra que también pueden aparecer problemas de imagen que afectan el diagnóstico, detectables únicamente con este tipo de controles.

Las pruebas aceptación de las RM son esenciales para asegurar la calidad de imagen y el cumplimiento de los requisitos de compra, y los servicios de radiofísica deben estar capacitados para su realización. Por tanto, es necesaria la formación de los residentes de radiofísica en resonancia magnética.

ÁREA TEMÁTICA: LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES

POTENCIANDO LA CONCIENCIACIÓN DE LOS PACIENTES SOBRE LA FÍSICA MÉDICA MEDIANTE LA COLABORACIÓN CON ASOCIACIONES DE PACIENTES ONCOLÓGICOS

Lozares Cordero, S. (1); González González, T. (1); Sánchez Casi, M. (1); Castillo Peña, P. (1); Ibáñez Carreras, R. (2)
(1) Servicio de Física y P.R.-Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza; (2) Servicio de Oncología Radioterápica- Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza

OBJETIVO

La función del físico médico en radioterapia es esencial pero poco conocida por los pacientes. Este estudio busca reducir esta brecha de conocimiento a través de la colaboración con la Asociación de Cáncer de Mama de Aragón (AMAC- GEMA), desarrollando una estrategia de comunicación efectiva para mejorar la comprensión del rol de los físicos médicos en los tratamientos oncológicos. Se pretende además establecer un modelo escalable de divulgación científica que pueda aplicarse en otras asociaciones de pacientes oncológicos a nivel nacional e internacional.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó y distribuyó una encuesta de 22 preguntas a 50 miembros de AMAC-GEMA para evaluar su interés en conocer temas concretos del procedimiento radioterápico y detectar inquietudes relacionadas con su tratamiento (Tabla 1). Las preguntas abordaron conceptos clave sobre radioterapia, la seguridad del tratamiento y el papel del físico médico en el diseño y control de calidad del mismo. A partir de los resultados, se elaboraron preguntas específicas para un diálogo en profundidad entre la presidenta de AMAC-GEMA, la jefa de la Sección de Oncología Radioterápica y un facultativo del Servicio de Física y Protección Radiológica de nuestro hospital. La entrevista fue grabada profesionalmente y publicada en YouTube, donde alcanzó más de 6.000 visualizaciones. Se monitorizaron métricas de impacto como visualizaciones, interacciones y comentarios. La iniciativa contó con aprobación ética y consentimiento informado de los participantes.

RESULTADOS

La encuesta reveló que el interés de las pacientes en los diferentes aspectos abordados en la encuesta (Tabla 1). Las áreas de mayor interés incluyeron la seguridad de la radioterapia, los efectos secundarios y la personalización del tratamiento. El vídeo publicado en YouTube acumuló más de 6.000 visualizaciones, con comentarios positivos que resaltaron el contenido como informativo y esclarecedor. El 95% de las pacientes afirmó que la explicación fue clara y el 97% recomendaría el contenido a otras pacientes. La interacción activa de los usuarios evidenció un aumento significativo en la comprensión del papel del físico médico en la seguridad y eficacia de los tratamientos de radioterapia.

Preguntas	Respuestas
	Promedio
1. ¿Puede la radiación causar cáncer?	4,4
2. ¿La radiación me volverá radioactivo?	3,1
3. ¿Se puede ver o sentir la radiación?	3,4
4. ¿Cómo mata la radiación a las células tumorales?	4,9
5. Si mi cáncer regresa, ¿podemos tratarlo de nuevo?	4,9
6. ¿Sabía que un físico participa en el diseño de su tratamiento?	4,5
7. ¿Se personaliza mi plan de tratamiento para mí?	4,9
8. ¿Cómo saben qué dosis dar al tumor?	4,7
9.En el cáncer de mama, ¿la radiación no irá hacia mi corazón y pulmones?	4,8
10. ¿Qué sucede si me muevo durante el tratamiento?	4,8
11. ¿Cuánto tiempo llevará el tratamiento?	4,3
12. ¿Por qué se mueve la máquina de tratamiento alrededor de mí durante el tratamiento?	4,1
13. ¿Son todas las máquinas de tratamiento iguales?	4,1
14. ¿Qué sonidos estoy escuchando durante el tratamiento?	4,2
15. ¿Sentiré algo durante el tratamiento?	4,6
16. Me gustaría retrasar mi tratamiento; ¿podemos hacerlo en otra fecha?	3,4
17. ¿Por qué no debería saltarme un día de tratamiento?	4,5
18. ¿Por qué la radioterapia para la misma localización de la enfermedad fue diferente a la mía?	3,7
19. ¿Con qué precisión pueden administrar la radiación?	4,5
20. ¿Alguien más revisó mi plan de tratamiento para asegurarse de que sea correcto?	4,5
21. Esta es una máquina nueva; ¿cómo saben que funciona correctamente?	3,7
22. ¿Con qué frecuencia realizan controles?	4,7

a) 5 (Mucho interés) b) 4 c) 3 d) 2 e) 1 (Poco interés)

CONCLUSIONES

La colaboración con asociaciones de pacientes ha demostrado ser una estrategia efectiva para mejorar la concienciación sobre la física médica. El uso de plataformas digitales permitió un alcance amplio y facilitó el diálogo entre profesionales sanitarios y pacientes. Este modelo es escalable y aplicable a otras asociaciones de pacientes oncológicos, fomentando una atención más centrada en el paciente y fortaleciendo la relación entre pacientes y físicos médicos. Los resultados de esta iniciativa destacan la importancia de integrar la comunicación científica en entornos digitales como herramienta clave para mejorar la experiencia del paciente.

Implicaciones: Extender este enfoque colaborativo a nivel nacional e internacional podría generar una población de pacientes más informada y promover un mayor reconocimiento del trabajo de los físicos médicos. Así mismo, la incorporación de materiales audiovisuales adaptados a las necesidades del paciente puede ser fundamental para optimizar los resultados clínicos y la satisfacción del paciente.

OBTENCIÓN DE APRECIACIÓN FAVORABLE DEL ESTUDIO DE SEGURIDAD PARA AUTORIZACIÓN DE INSTALACIONES RADIACTIVAS DE PROTONTERAPIA EN ESPAÑA CON SISTEMAS IBA PROTEUS®ONE

Báguena Ortega, A. (1); Canellas Lardiés, C. (1); Millán Armengol, A. (1); Pourbaix, J. C. (2)
(1) Contecsan SLU; (2) Ion Beam Applications SA

INTRODUCCIÓN

Ion Beam Applications SA (IBA), empresa fabricante de equipos de protonterapia, ha sido adjudicataria del contrato del Sistema Nacional de Salud para la instalación de 10 equipos Proteus®ONE en España en los próximos años.

El trámite de autorización de las instalaciones radiactivas que albergarán estos equipos requiere la elaboración por parte de los titulares de un estudio de seguridad para el cálculo de los blindajes necesarios en la instalación y la estimación de dosis a recibir por público y trabajadores .Debido a la complejidad de los términos fuente de radiación, para realizar estos cálculos es necesario el uso de técnicas de simulación del transporte del haz con métodos de Montecarlo, así como un conocimiento técnico preciso de los componentes de diseño del equipo.

Para simplificar el trámite de autorización de las instalaciones, IBA solicitó al Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) en 2024 la declaración de apreciación favorable del estudio de seguridad del diseño del sistema de protonterapia Proteus®ONE, conforme a lo previsto en el artículo 113 del Real Decreto 1217/2024.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el proceso de tramitación de esta solicitud, se contó con la participación de Contecsan SLU, como UTPR autorizada por el CSN, para el asesoramiento, elaboración de la solicitud y revisión de la documentación técnica de referencia disponible por parte de IBA.

El contenido del estudio de seguridad incluía la descripción general del sistema, componentes y blindajes propuestos, descripción de los sistemas de seguridad, justificación de la idoneidad de los blindajes, detallando el método de cálculo, presentación y valoración de los resultados, así como un análisis de sensibilidad del cálculo a partir de la variación de la composición del hormigón y de la carga de trabajo asistencial considerada.

Junto con el informe técnico de solicitud, se adjuntó documentación técnica adicional de referencia de IBA como apoyo a la evaluación.

RESULTADOS

El estudio de seguridad recibió el informe de apreciación favorable del diseño por parte del CSN según resolución de 30 de mayo de 2024.

CONCLUSIONES

Según lo previsto en la Circular informativa nº 4 del CSN, sobre el formato y contenido estándar de la documentación de apoyo a la solicitud e instalaciones de protonterapia, no es necesario aportar por parte de los titulares un cálculo detallado adicional de los blindajes de la instalación, en el caso de que el equipo a instalar cuente con la apreciación favorable del CSN, como es el caso presentado.

PARTICIPACIÓN ESPAÑOLA EN EL COMITÉ CIENTÍFICO DE NACIONES UNIDAS SOBRE LOS EFECTOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES (UNSCEAR)

Fernández Soto, J. M. (1); Hernández Álvarez, A. M. (2); Pérez Sánchez, D. (3); Robles Atienza, B. (2); Usera Mena, F. (4)
(1) Hospital Clínico San Carlos; (2) Consejo de Seguridad Nuclear; (3) Ciemat; (4) CNB-CSIC

UNSCEAR fue creado en 1955 por la Asamblea General de Naciones Unidas en respuesta a la creciente preocupación de la comunidad internacional en relación con el posible impacto sobre la salud de la emisión a la atmosfera de materiales radiactivos como consecuencia de las pruebas nucleares.

Este Comité analiza toda aquella información que permita una mayor comprensión de los efectos de la exposición a la radiación ionizante a nivel molecular, celular y tisular, su influencia en la aparición de enfermedades, riesgos derivados para la salud, efectos sobre el medio ambiente, etc. La metodología de trabajo está basada en el metaanálisis, con una revisión sistemática de todas las publicaciones científicas sobre el tema. Como resultado de todo este esfuerzo se publican informes específicos sobre temas concretos, basados por tanto en evidencias científicas, y que constituyen una referencia a nivel mundial.

Es importante destacar que UNSCEAR es un comité de expertos que no desarrolla políticas ni presta asesoramiento a los gobiernos o a los organismos regionales o internacionales. Sin embargo, muchos gobiernos y órganos competentes optan por hacer uso de las evaluaciones científicas del Comité para el desarrollo de políticas, por ejemplo, en lo que respecta a la protección de la salud, protección del público y el medio ambiente, preparación para situaciones de emergencia, remediación de las zonas contaminadas, y en general aquellas decisiones relacionadas con los posibles efectos de la radiación ionizantes.

UNSCEAR se reúne anualmente, generalmente en el mes de mayo o junio. En el transcurso de esta reunión anual o "periodo de sesiones", se analiza el trabajo realizado por el Comité desde la anterior sesión, se decide sobre los campos prioritarios que deben evaluarse y que deberán incluirse en el programa de trabajo, se analiza el estado de avance de los diferentes documentos, etc.

El 71 periodo de sesiones de UNSCEAR se desarrolló los días del 20 al 24 de mayo en la sede de Naciones Unidas en Viena, de acuerdo con la agenda propuesta previamente. Durante las sesiones tuvieron lugar interesantes discusiones técnicas sobre los documentos previamente revisados, así como en relación con el programa de trabajo a futuro (periodo 2025-2029) y la política de comunicación y divulgación de UNSCEAR. Con este periodo de sesiones se cerraba el programa de trabajo del periodo 2020-2024 y en él se han aprobado dos importantes documentos: Evaluación de la exposición del público a las radiaciones ionizantes y Segundo cáncer primario después de la radioterapia, que serán publicados durante el año 2025.

En esta comunicación los representantes de la delegación española presentan los avances de este último periodo de sesiones, así como el programa de trabajo futuro para los años 2025-2029.

ANÁLISIS DE LOS RECURSOS HUMANOS EN LOS SERVICIOS DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LOS HOSPITALES PÚBLICOS DEL SERGAS

García Pérez, A. (1); Reigosa Montes, S. (2)
(1) Hospital Universitario Lucus Augusti; (2) Complejo Hospitalario Universitario de Ourense

INTRODUCCIÓN

La dotación de recursos humanos en los servicios de Física Médica y Protección Radiológica es un tema sobre el que, aunque existen trabajos (1), son pocos y puede resultar necesario actualizar los resultados a la situación actual y nueva tecnología.

En este trabajo se hace un análisis y comparación del personal de los hospitales públicos pertenecientes al SERGAS que cuentan con servicio de Física Médica y Protección Radiológica en función de los recursos dependientes de los mismos y de la actividad asistencial realizada.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha elaborado una encuesta y se ha enviado a los jefes de los cuatro servicios de Física Médica y Protección Radiológioca existentes en los hospitales públicos del SERGAS: Hospital Clínico Universitario de Santiago (CHUS), Complejo Universitario de Vigo (CHUVI), Complejo Universitario de Ourense (CHUO) y Hospital Universitario Lucus Augusti (HULA).

RESULTADOS

Los datos obtenidos de las encuestas muestran que todos los servicios están autorizados por el Consejo de Seguridad Nuclear y que además los servicios del CHUS y el CHUVI son unidades docentes autorizadas.

En cuanto al personal, en el CHUS cuentan con 8 radiofísicos, de los cuales 5 se dedican a radioterapia, uno a radiodiagnóstico, uno a medicina nuclear y uno a protección radiológica; 4 técnicos en radioterapia, 2 técnicos en imagen para el diagnóstico y un administrativo. En el CHUVI son 8 radiofísicos, de los cuales 6 se dedican a radioterapia, uno a medicina nuclear y uno a protección radiológica; además cuentan con 5 técnicos en radioterapia, un técnico en imagen y un administrativo. En el CHUO hay 5 radiofísicos en plantilla, sin estar ninguno dedicado exclusivamente a un área; 3 técnicos en radioterapia, un técnico en imagen y un administrativo. Finalmente, en el HULA también hay 5 radiofísicos y no tienen distribuido el trabajo por áreas; y tienen 2 técnicos en radioterapia.

En cuanto a los recursos dependientes de cada servicio, se resumen en la TABLA 1.

	Equipos de Radiodiagnóstico	Equipos de Medicina Nuclear	Dosímetros	Aceleradores de Radioterapia	Braquiterapia
CHUS	63	3	500	3+1 RIO	HDR+Oftalmo
CHUVI	17	4	675	4	HDR+Semillas
CHUO	39	3	512	2	NO
HULA	54	2	486	2	HDR

Tabla 1. Resumen de los recursos dependientes de los servicios de Física Médica y Protección Radiológica.

Para realizar una comparación entre hospitales, se ha calculado la relación entre el número de actividades asistenciales principales y el número de trabajadores de cada servicio, resultados que se presentan en la FIGURA 1.

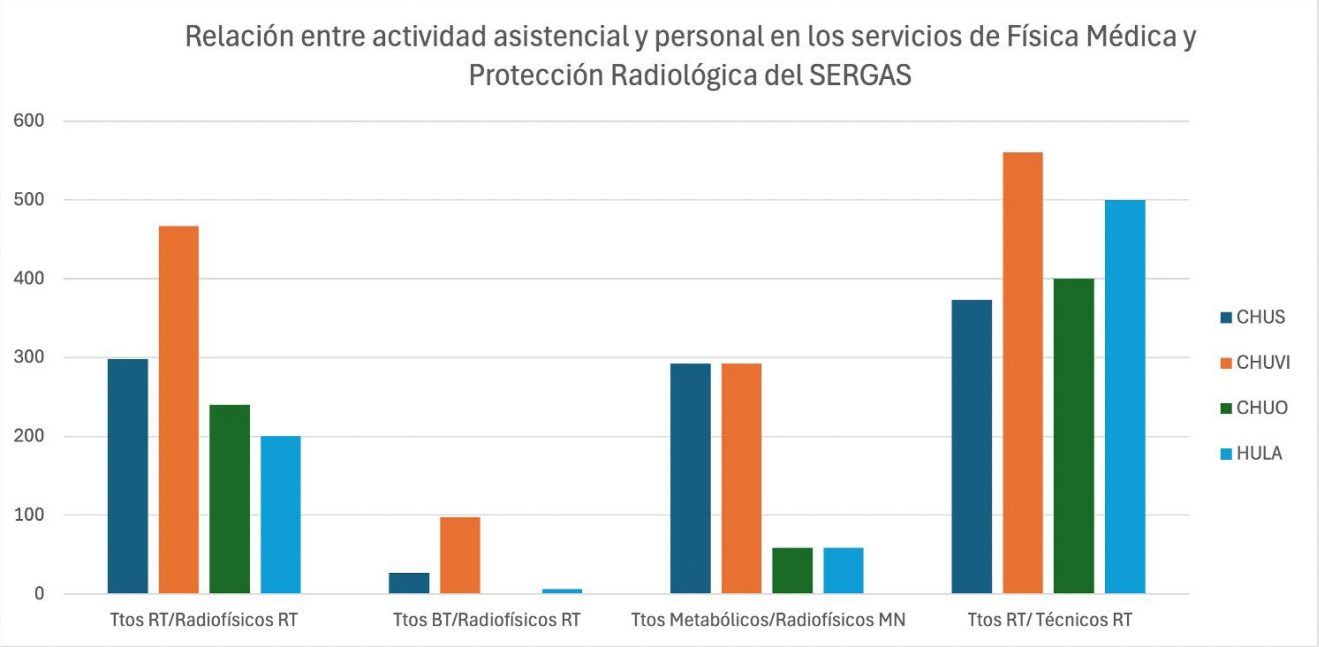


Figura 1. Relación entre la actividad asistencial y el personal en los cuatro servicios de Física Médica y Protección Radiológica de los hospitales públicos del SERGAS.

DISCUSIÓN

Las diferencias entre hospitales en cuanto a organización y recursos dependientes de los servicios hacen que la comparación no sea sencilla. A pesar de ello, vemos que la dotación de recursos humanos difiere mucho entre hospitales pertenecientes al mismo servicio de salud.

CONCLUSIONES

Las diferencias que encontramos en cuanto a la dotación de recursos humanos en todas las categorías laborales en los servicios de Física Médica y Protección Radiológica al realizar una comparación entre los hospitales públicos del SERGAS ponen de manifiesto la necesidad de llegar a un consenso para hacer el cálculo de plantillas en estos servicios.

AGRADECIMIENTOS

A los jefes de servicio de los hospitales participantes por su colaboración.

BIBLIOGRAFÍA

1. LEÓN, JOSÉ ANTONIO TERRÓN, ET AL. RECURSOS HUMANOS EN LOS SERVICIOS DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. INFORME DEL GRUPO DE TRABAJO DE LA SEFM. REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, 2016, VOL. 17, NO 2.

ÁREA TEMÁTICA: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

PROGRAMA FORMATIVO PARA SUPERVISORES Y OPERADORES DEL CAMPO DE APLICACIÓN DE PROTONTERAPIA

Martí-Climent, J. M. (1); Martínez, E. (2); Soria, L. (2); Fayos-Solá, R. (2); Pedrero, D. (2); Azcona, J. (2); Moran, V. (2)
(1) Clinica Universidad de Navarra, Pamplona; (2) Clínica Universidad de Navarra, Madrid

INTRODUCCIÓN

La puesta en marcha de las nuevas instalaciones radiactivas de protonterapia ha precisado la definición de programas formativos específicos para capacitar al personal como supervisor u operador de dichas instalaciones. El objetivo del trabajo es diseñar los programas formativos del campo de aplicación de Protonterapia, para obtener la homologación del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

MATERIAL Y MÉTODOS

Para diseñar el programa se han tenido en cuenta los documentos del CSN: Guía de Seguridad 5.12, para las normas de homologación de cursos así como para el programa formativo del campo de aplicación de Radioterapia, y la circular "Formato y contenido estándar de la solicitud de instalaciones de protonterapia".

Asimismo, se ha considerado la experiencia adquirida durante la puesta en marcha de la instalación de protonterapia de la Clínica Universidad de Navarra (CUN) y sus primeros 5 años de funcionamiento, así como en la docencia realizada en el Curso Teórico-Práctico Protección Radiológica en una Instalación de Protonterapia (tres ediciones) y su material docente.

El módulo debe corresponder al área específica de aplicación en Protonterapia; no incluyendo los contenidos del módulo de área específica de Radioterapia.

RESULTADOS

El programa formativo consta de 27 horas de clases (17 de teoría, 10 de prácticas) para el nivel de supervisor y 21 para operadores (15 de teoría, 6 de prácticas). Además, se han incluido 2 horas de seminarios (simulacro de examen y su corrección).

Para supervisores, las Tablas 1 y 2 muestran los temas de las clases teóricas y prácticas. Para el nivel de operador, el programa es el mismo, excluyendo los temas T3, P5 y P6, y adaptando el contenido; en paralelo a los programas de Radioterapia.

Código	Titulo	Horas
T1	Interacción de protones y los neutrones con la materia	1
T2	Las radiaciones ionizantes en un servicio de protonterapia. Equipamiento utilizado	2
T3	Pruebas de aceptación, estado de referencia inicial y mantenimiento del equipamiento de una instalación de protonterapia	1
T4	Detectores de neutrones para la vigilancia radiológica ambiental y personal	1
T5	Diseño de las instalaciones de protonterapia	2
T6	Reglamento de funcionamiento	2
T7	Protección radiológica operacional	2
T8	Verificación de una instalación de protonterapia	2
T9	Riesgos radiológicos y plan de emergencia	1
T10	Aspectos legales específicos en instalaciones de protonterapia	2
T11	Aspectos administrativos específicos en instalaciones de protonterapia	1

TABLA 1. Clases teóricas

Código	Titulo	Horas
P1	Sala de tratamiento: Verificaciones diarias	1
P2	Activación	1
P3	Protonterapia: Funcionamiento, verificaciones y monitorización	2
P4	Estimación de dosis asociadas a cada puesto de trabajo en protonterapia	2
P5	Diseño de blindajes en una instalación de protonterapia	2
P6	Preparación de la documentación básica que se requiere para la tramitación de una instalación radiactiva de protonterapia	2

TABLA 2. Prácticas

Se ha redactado el material docente del curso (textos de clases teóricas y prácticas), y se ha generado un repositorio de preguntas.

El proceso ha durado un año, habiendo mantenido reuniones con el CSN para fijar contenidos y duración. El CSN está evaluando la documentación para su homologación. Se ha programado la primera edición para junio de 2025.

DISCUSIÓN

La carga docente del campo de Protonterapia es menor que el de Radioterapia (27/36h para supervisores y 21/30h para operadores). Sin embargo, es mayor al de Radioterapia sin el contenido de braquiterapia (27/20h para supervisores y 21/16h para operadores), debido a la mayor complejidad de las instalaciones de protonterapia.

Para el acceso al curso será preciso acreditar los conocimientos del Módulo de Áreas Básicas definido en la Guía 5.12.

El curso se puede impartir en una semana (lunes-sábado), requiriendo una instalación de protonterapia con tiempo de máquina para realizar las prácticas, sin asistencia clínica; estando la cantidad de alumnos/edición limitada por las prácticas, (grupos de 6). En este sentido, la CUN cuenta con las ventajas logísticas de tener la sala del acelerador independiente de la sala del gantry/tratamiento, y la disponibilidad de un gran número de detectores.

CONCLUSIONES

Se ha diseñado el programa del curso de formación de supervisores y operadores del campo de aplicación de Protonterapia.

CURSO DE FORMACIÓN DE EURADOS: MANIQUÍES COMPUTACIONALES DE MALLAS PARA FÍSICA DE RADIACIONES

Moraleda Chaves, M. (1); Gómez Ros, J. M. (1); Huet, C. (2); Eakins, J. (3); Lombardo, P. (4)
(1) CIEMAT; (2) IRSN; (3) UKHSA; (4) SCKCEN

INTRODUCCIÓN

El grupo de trabajo 6 de EURADOS promueve las buenas prácticas en el uso de los métodos computacionales en dosimetría de radiaciones para protección radiológica y aplicaciones médicas. Además de actividades de investigación, otros aspectos relevantes se centran en la transferencia del conocimiento mediante ejercicios de intercomparación y cursos de capacitación y formación.

La herramienta más utilizada son los códigos de Monte Carlo (MC). De especial interés son los nuevos maniquíes computacionales de referencia de ICRP que están basados en mallas poligonales, que suponen mayor definición y pueden ser deformados, tanto en dimensiones como en postura corporal.

Para responder a las necesidades de formación en el uso de estos maniquíes tipo mesh, EURADOS ha organizado el curso internacional “Pianoforte training course on Mesh phantom development and implementation for radiation physics calculations”, cofinanciado por la UE dentro del programa PIANOFORTE.

DISEÑO Y METODOLOGÍA

El curso fue organizado por la Unidad de Dosimetría de Radiaciones (CIEMAT) y ha contado con dos co-organizadores: IRSN y UKHSA, en el marco de las actividades del WG6 Computational dosimetry. Además de seis profesores presentes (de diferentes instituciones internacionales), se contó con otros siete profesores on-line.

Para desarrollar un alto nivel de competencias prácticas el curso tuvo una duración de cinco días, con ocho horas de conferencias, cuatro horas de introducción a los programas utilizados y veinte horas de trabajo práctico dirigido. El curso ha permitido a los

participantes obtener y profundizar en los conocimientos fundamentales para construir maniquíes de mallas, implementarlos en códigos MC y realizar cálculos dosimétricos.

Se diseñó el flujo de trabajo necesario para el proceso completo de construcción de los maniquíes a partir de imágenes médicas de tomografía computerizada (CT), utilizando para ello softwares de uso libre. Se comenzó con el programa 3DSlicer para importar imágenes DICOM, segmentar y construir los modelos de los órganos. A continuación se utilizó el software Blender dedicado al modelado, renderizado y animación tridimensional. Se construyeron modelos de mallas poligonales de órganos y cuerpos sencillos para aprender el manejo del programa y se importaron los modelos realistas provenientes de la segmentación. Se discutieron los pasos para voxelizar el maniquí y para convertirlo a mallas de tetraedros y finalmente generar ficheros de entrada para MCNP, Phits y Geant4.

EXPERIENCIA Y RESULTADOS OBTENIDOS

El curso contó con asistentes de diez países distintos con distinto grado de conocimiento en la materia, lo que implicaba un gran esfuerzo por parte de los profesores para la instalación y ejecución de los softwares utilizados.

Fue de gran ayuda el facilitar los pasos intermedios para que los participantes pudieran seguir avanzando en el curso aunque no hubieran podido completar alguno de los pasos.

Al finalizar el curso, los estudiantes completaron un formulario de evaluación en el cual calificaron la calidad general del curso, organización, equilibrio entre clases teóricas y prácticas y la calidad de dichas clases como “muy buena”. Todos los temas tratados fueron considerados relevantes. Sugirieron áreas de mejora que podrían tenerse en cuenta para la futura realización de otro curso similar.

EDUCACIÓN Y FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA ESTUDIANTES UNIVERSITARIOS Y NO UNIVERSITARIOS DE CIENCIAS DE LA SALUD EN ESPAÑA

Cañete, S. (1); Gordo Puertas, E. (1); Pastor-Vega, J. M. (1); De La Peña Fernández, L. (1); Sendra Portero, F. (1); Manzano Martínez, F. J. (2)
(1) Universidad de Málaga; (2) Vithas Xanit International Hospital

INTRODUCCIÓN

Desde el descubrimiento de los rayos X, el uso de radiaciones ionizantes en aplicaciones en el área de las ciencias de la salud ha experimentado grandes avances. Este avance debe ir acompañado de una formación específica en protección radiológica. Este estudio analiza la formación en protección radiológica que reciben los estudiantes españoles de ciencias de la salud, tanto universitaria como no universitaria.

MATERIALES Y MÉTODOS

El estudio se realizó mediante una búsqueda bibliográfica utilizando diferentes buscadores como: PubMed, Scopus, Dialnet y Google Scholar y obteniendo información de bases de datos públicas [1] [2] de planes de estudio para la enseñanza de ciencias de la salud implantadas en España, en relación con tener entre sus competencias profesionales el uso de radiaciones ionizantes.

Las carreras de ciencias de la salud consideradas en este estudio son: 1) Universitarias: Medicina, Veterinaria, Odontología, Podología y Enfermería y no universitarias: Técnico Superior en Imagen para el Diagnóstico y Medicina Nuclear (TS-IDMN), Técnico Superior en Radioterapia y Dosimetría (TS-RD), y Técnico Superior en Higiene Bucodental (TS-HB).

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra la distribución por titulaciones del número de titulados en el curso 2020/2021 y del número de centros, públicos o privados, que imparten titulaciones en ciencias de la salud en España.[1]

Tabla 1. Distribución de las titulaciones universitarias y no universitarias en Ciencias de la Salud del número de graduados y centros (públicos o privados) en España del curso académico 2020/2021

Titulación	Egresados	Centros		Horas PR
		Públicos	Privados	
Grado Medicina	6.718	42	11	4
Grado Podología	482	11	4	20
Grado Odontología	1.775	11	8	19
Grado Veterinaria	1.623	10	4	13
Grado Enfermería	10.899	90	28	optativo
TS-IDMN	3.247	42	125	130
TSRD	914	17	58	130
TSHB	3.160	69	147	-
Total	**28.818**	**292**	**385**	**316**

DISCUSIÓN

Del análisis realizado encontramos dos situaciones diferenciadas entre la formación en protección radiológica en la enseñanza universitaria y la no universitaria. Dentro de la educación universitaria existe una gran heterogeneidad en la formación en protección radiológica en los planes de estudio, especialmente en medicina, veterinaria y enfermería, siendo enfermería la carrera en la que la educación y formación en protección radiológica es menos evidente. Esta situación contrasta con el hecho de que los enfermeros están cada vez más implicados en el uso de radiaciones ionizantes en su trabajo. Por otro lado, nos encontramos con la situación en la carrera de odontología en la que se evidencia, claramente el contenido de protección radiológica de acuerdo con los requisitos legales establecidos. El estudio de Tsapaki [3] muestra la importancia de la educación y formación en protección radiológica de los odontólogos debido al aumento del número de exploraciones, la exposición de los pacientes jóvenes y la constante aparición de nuevas técnicas de imagen.

A nivel de podología y TS-HB no hemos encontrado referencias bibliográficas con estudios similares. El plan de estudios del grado en podología en España, probablemente por ser una carrera universitaria reciente, es el más homogéneo de todos los analizados.

Con respecto a las titulaciones no universitarias se observa que, tanto en el ciclo formativo de TS-IDMN y TS-RTD la formación requerida en protección radiológica supera las horas mínimas necesarias para obtener la licencia para poder ejercer la profesión.

CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran que en España es necesaria una mayor concienciación y dotación de nuevas herramientas en la formación en protección radiológica para alcanzar los objetivos marcados.

COMUNICACIÓN E INFORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA: EL PAPEL DE LAS SOCIEDADES CIENTÍFICAS EN EL DESARROLLO SOCIAL Y TECNOLÓGICO DEL PAÍS

Levy, D. (1); C. H. Villavicencio, A. L. (2); Oliveira De Aquino, J. (3)
(1) SBPR; (2) IPEN CNEN; (3) Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica–SBPR

INTRODUCCIÓN

La Sociedad Brasileña de Protección Radiológica (SBPR) es una entidad técnico-científica afiliada a la Asociación Internacional de Protección Radiológica (IRPA) y a la Federación de Radioprotección de América Latina y el Caribe (FRALC). Su principal objetivo es promover la comunicación de todos los aspectos de la protección radiológica y la seguridad nuclear en Brasil, no solo en el entorno científico, técnico y académico, sino también en la sociedad. Este trabajo presenta experiencias innovadoras de comunicación para distintos segmentos de la sociedad: periodistas, profesores de educación básica y agroindustria.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para cada público objetivo se desarrolló un programa específico que incluye: identificación de necesidades específicas de comunicación, planificación de la estrategia, desarrollo de contenidos, aplicación, gestión y evaluación del proyecto educativo e informe descriptivo para futuras referencias.

RESULTADOS

Se realizó un seminario para el público de la agroindustria, con 1.413 participantes. El contenido cubrió la protección radiológica y la irradiación de alimentos. Se realizó un curso de 4 módulos para periodistas, estimulando la reflexión y fomentando el diálogo sobre las múltiples aplicaciones de las radiaciones en la medicina, la industria, la agricultura y la investigación científica. Se realizó un taller para los docentes de Educación Básica, cuyo contenido se articuló con los requisitos del currículo de educación básica nacional y se entregaron materiales didácticos para la enseñanza de las ciencias nucleares en las escuelas.

DISCUSIÓN

La educación de la población impulsa el desarrollo científico y tecnológico de un país y despierta el interés de jóvenes talentos. Todos los eventos se dirigieron a públicos tomadores de decisiones y formadores de opinión, que desempeñan papeles vitales en las actitudes y creencias de la sociedad. Los eventos fueron exitosos para cambiar prejuicios infundados y percepciones erróneas de los riesgos. Cada programa específico logró estimular la curiosidad del público sobre las aplicaciones nucleares y la protección radiológica, desmitificando paradigmas, fomentando el pensamiento crítico y el papel de los formadores de opinión en la construcción de una sociedad informada y consciente. Es importante resaltar que en todos los eventos la SBPR contó con importantes alianzas institucionales.

CONCLUSIONES

La tecnología nuclear es un tema controvertido. Existe una enorme diferencia en el riesgo percibido entre expertos y no científicos. Comunicar la protección radiológica a los distintos segmentos profesionales es esencial para cambiar este escenario de desinformación y percepción equivocada del riesgo. Las sociedades científicas nacionales pueden desempeñar un papel clave en la comunicación pública, promoviendo la protección radiológica y la seguridad nuclear, fortaleciendo la confianza y el desarrollo tecnológico, y destacando el papel fundamental de los profesionales de la protección radiológica en la seguridad de la población.

EDUCACIÓN Y ENTRENAMIENTO EN RADIOTERANÓSTICA: LO QUE SABEMOS Y LO QUE HEMOS DE APRENDER

Borrás, C. (1)
(1) Dirección Particular

INTRODUCCIÓN

La implementación de tecnologías emergentes en la práctica clínica siempre presenta un desafío para el radiofísico hospitalario (RFH), que debe adquirir conocimientos y habilidades en un campo en el cual no tuvo formación. La radioterateranóstica, aunque no es realmente una tecnología nueva, es en la actualidad muy compleja debido a la multidisciplinariedad de los profesionales que trabajan en su desarrollo, evaluación y gestión.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se presentarán y discutirán diferentes áreas en las que los RFHs pueden jugar un papel importante no sólo en aplicaciones clínicas sino también en las de investigación, comercialización y reglamentación. Se examinarán los aspectos de educación adicionales que el RFH necesita para realizar esas funciones y los diferentes métodos educativos a su alcance. Se sugerirán cambios en los planes de estudio de educación y capacitación. Algunos de ellos, de carácter novedoso, requieren ser parte de un equipo multidisciplinario, cuyas características se describirán.

RESULTADOS

La multidisciplinariedad consiste en la integración de dos equipos, uno de medicina nuclear y otro clínico. El primero está compuesto por médicos nucleares, RFHs especializados en medicina nuclear, RFHs del Servicio o Unidad Técnica de Protección Radiológica, técnicos de medicina nuclear, enfermeros, radiofarmacéuticos y/o radioquímicos, y asistentes técnicos. El equipo clínico consiste en oncólogos, radiooncólogos, cirujanos, enfermeras de oncología, equipo de cuidados paliativos, investigadores, y otros profesionales relacionados con la radiación en medicina, como radiobiólogos. Los profesionales de ambos equipos deben generar material educativo en su área, e intercambiarlo entre los miembros de los dos equipos con un enfoque interdisciplinario y transversal, donde la enseñanza, el aprendizaje y la interacción aunque no son lineales, no deben estar fragmentados. Parte del entrenamiento debe consistir en el diseño y estandarización de pasantías clínicas y en el fomento de redes de colaboración nacionales e internacionales. Se presentarán ejemplos relevantes de materiales educativos siguiendo estos criterios.

DISCUSIÓN

Los nuevas actividades educativas, no solo actualizarán al RFH en sus funciones clásicas como la evaluación de equipos, la calibración y estandarización de fuentes de radiación, la dosimetría de pacientes, y la optimización de la protección radiológica, sino que también le abrirán nuevos horizontes de investigación como: la búsqueda de nuevos agentes radioteranósticos, la evaluación de metodologías de producción de radiofármacos -incluyendo el diseño de nuevos generadores de radionucleidos, propuestas y ensayos de técnicas de radiomarcaje de biomoléculas, el desarrollo de nuevos detectores y generadores de imágenes de radionucleidos, la evaluación de distribuciones biocinéticas de radiofármacos, y sobre todo la determinación de dosis individualizadas en tumores y órganos de riesgo, incluyendo la combinación de la terapia con radiofármacos y la radioterapia externa. El papel del RFH en estas áreas y el estado de su participación actual a nivel global se explorará y discutirá.

CONCLUSIONES

El campo de la radioteranóstica es un campo emergente con desafíos científicos, técnicos, y profesionales. Para enfrentarlos, los físicos médicos que trabajan en investigación básica o aplicada, en la industria y en la práctica clínica requieren educación y capacitación adicionales.

HABILIDADES DOCENTES DE FORMADORES Y ACTITUD DE ROTANTES EN UNA INSTALACIÓN DE PROTONES

Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); García Riñón, D. (1); Sánchez López, R. (1); Galiano Fernández, P. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Alonso Delgado, I. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Sáez Beltrán, M. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz (Madrid)

INTRODUCCIÓN

Ante la inminente instalación en España de varias instalaciones de protonterapia, surge la necesidad de formar al personal que vaya a trabajar en ellas, incluyendo entre otros, médicos, físicos y técnicos. Desde el punto de vista del físico la realización de cursos, aunque necesaria, presenta normalmente el problema de la falta de prácticas en una instalación real. Además, unos pocos días tampoco resultan suficientes si el físico se ha de enfrentar posteriormente a la tarea de realizar la puesta en marcha de la instalación. Por ello, resulta necesario realizar una rotación por un periodo prolongado de tiempo que permita afianzar tanto los conocimientos teóricos y, sobre todo, los prácticos. La instalación receptora del rotante, debería tener la voluntad de recibirle junto un plan de formación específico para su estancia, que permita tanto el desarrollo formativo como que éste no interfiera en el desempeño habitual del centro. En este trabajo se estudian las necesidades y expectativas de centros receptores y rotantes, buscando un equilibrio entre ambos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha partido de las experiencias de diferentes centros formadores y de rotantes en instalaciones de protones, así como de la bibliografía existente, a fin de elaborar una guía que permita en un mes la adquisición del conocimiento necesario.

Asimismo, se evalúa la necesidad de dedicar a uno de los físicos del centro a la tarea docente de manera exclusiva.



Fig.1.

Instalación de protones.

RESULTADOS

Se deduce de las opiniones recogidas, que una rotación de un mes es insuficiente para adquirir las competencias necesarias para desarrollar la puesta en marcha de un equipo de protonterapia. En la tabla se recoge un posible programa de 4 semanas. Se necesita al menos un físico del centro que se responsabilice del rotante y quede liberado de algunas de sus tareas rutinarias.

Semana 1	Introducción teórica y observación
Semana 2	Comisionado de la máquina y equipamiento dosimétrico
Semana 3	Planificación y control de calidad
Semana 4	Evaluación de habilidades: comisionado, control de calidad y planificación

DISCUSIÓN

Es complicado en un mes conseguir algo más que un conocimiento sucinto de la instalación, así como participar en todas las medidas requeridas. La rotación debería ser más extensa siempre que el centro esté preparado para ello, con un programa de formación claro que permita la obtención de los conocimientos teóricos necesarios junto con la práctica, sin que se interrumpa el trabajo rutinario del centro. Los rotantes deberían estar dispuestos a pasar muchas horas en el centro, en conjunto con horas de estudio personal. En centros con un programa específico bien redactado, al menos se necesitarían en torno a 11-12 semanas, como se detalla en el documento de la AAPM TG 155.

CONCLUSIONES

Es importante la preparación previa del Servicio receptor y tener un diseño previo de la rotación. La actitud del rotante debe ser participativa alternando momentos de interacción con el personal junto con otros de estudio, y todo centrado en la práctica con el equipamiento específico.

ÁREA TEMÁTICA: CULTURA DE SEGURIDAD

ANÁLISIS PROSPECTIVO DEL RIESGO EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Ruiz Galán, G. (1); García Marcos, R. (1); Ayala Lázaro, R. (1); Soza Marañón, Á. (1); Gómez Cores, S. (1); García Hernández, M. J. (1); Alarcia Noci, M. (1); Sanz García, I. (1); Barba Pérez, J. C. (1); Cuesta Reina, J. (1)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

La radioterapia intraoperatoria (RIO) es una técnica que consiste en la irradiación directa del tumor o lecho tumoral a dosis muy elevadas en el momento de la cirugía y en una única fracción. Teniendo en cuenta estas peculiaridades y aprovechando los considerables esfuerzos para mejorar la seguridad que se han llevado a cabo en radioterapia externa, consideramos que un análisis de riesgo prospectivo es más que conveniente. El objetivo de este trabajo es analizar el riesgo de las etapas del proceso radioterápico en RIO con aceleradores móviles de electrones desde la puesta en marcha del acelerador hasta la ejecución del tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se evaluaron las distintas etapas del proceso radioterápico para la técnica de RIO, tomando la metodología de *Matrices de Riesgo* desarrollada en el *proyecto MARR* y utilizando como referencia el software SEVRRA.

En nuestro hospital, la intervención quirúrgica y la irradiación se realizan en un quirófano blindado dedicado, utilizando como LINAC un acelerador portátil de electrones LIAC HWL (S.I.T.) y como planificador un software implementado en Python en nuestro servicio, *Kali MC*.

El proceso radioterápico se puede dividir en 6 etapas: (1) Aceptación y puesta en servicio, (2) Mantenimiento de los equipos, (3) Prescripción clínica del tratamiento, (4) Planificación del tratamiento, (5) Inicio del tratamiento y (6) Ejecución del tratamiento que se corresponden con las etapas (2), (3), (4), (7), (9) y (11) del programa *SEVRRA*, respectivamente.

En total, se han analizado 46 sucesos iniciadores, 11 de los cuales son sucesos nuevos, añadidos a los propuestos por el *SEVRRA*. Se corresponden con la etapa de ejecución del tratamiento, 7 asociados al proceso de tratamiento y 4 asociados a fallos del equipo.

RESULTADOS

Tras un primer análisis, se puede observar que existe un porcentaje alto de riesgos medios, asociados principalmente a la etapa de aceptación y puesta en servicio y de ejecución del tratamiento. El porcentaje de riesgos altos es relativamente elevado y está concentrado en la etapa de planificación del tratamiento.

Los sucesos añadidos y que son característicos de esta modalidad de tratamiento están principalmente relacionados con errores humanos durante la ejecución del tratamiento, ya que en esta técnica es difícil la automatización de las tareas (Tabla 1).

Etapa	Suceso iniciador nuevo	Riesgo obtenido
Ejecución del tratamiento: Errores humanos	Cancelación del tratamiento por error en la gestión del calendario	Riesgo Medio
	Colocación del paciente en una posición incompatible con el posterior posicionamiento del LIAC en el tratamiento	Riesgo Medio
	Omisión de la utilización de los discos de protección de pulmón	Riesgo Medio
	Error en la colocación de los discos de protección de pulmón	Riesgo Medio
	Presencia de objetos indeseados en el campo de tratamiento	Riesgo Medio
	Aplicador no esterilizado	Riesgo Medio
	Perdida de esterilización del aplicador durante el proceso	Riesgo Medio
Ejecución del tratamiento: Fallo del equipo	Fallo del equipo por error en el posicionamiento del Beam Stopper	Riesgo Medio
	Aplicador dañado	Riesgo Medio
	Fallo del programa de segundo cálculo de unidades de monitor	Riesgo Medio
	Fallo del sistema de planificación	Riesgo Medio

TABLA 1. Sucesos iniciadores nuevos introducidos en *SEVRRA*

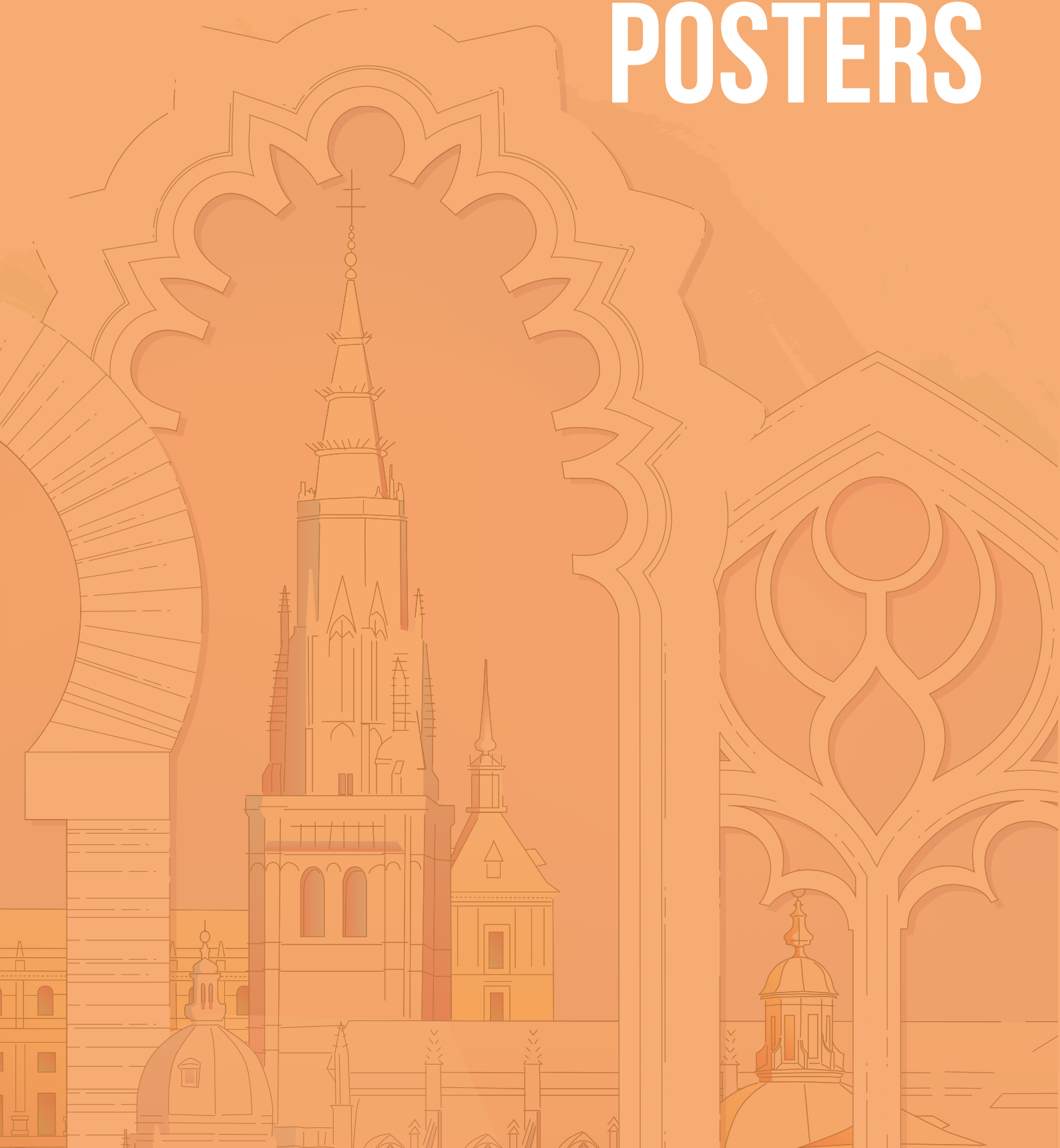
DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

A la vista de los resultados, podemos concluir que este procedimiento es un proceso de elevado riesgo, debido a que se imparte en una única sesión, en quirófano y, por lo tanto, es difícil introducir reductores de consecuencias que podrían minimizar el riesgo.

Además, debido a la que el sistema de planificación y el acelerador móvil no están integrados, los riesgos posibles debidos a errores humanos se incrementan, haciendo difícil que se puedan obtener riesgos bajos.

RESÚMENES

COMUNICACIONES POSTERS



ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

NUEVAS DIRECTRICES DE LA OMS PARA RESERVAS NACIONALES EN EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS Y NUCLEARES

Montoro, A. (1); Sollet, E. (2); Rafecas, I. (3); Pérez, B. (4); Navarro, J. F. (4); Mora, J. C. (5); Barros, C. (6); Irazola, L. (7); Obrador, E. (8); Gallego, E. (9); Estrela, J. M. (10)

(1) Hospital Universitario y Politécnico La Fe; (2) Ex Jefe de Protección Radiológica-CN Cofrentes; (3) UTPR-Universidad de Barcelona; (4) Departamento de Medio Ambiente-CIEMAT; (5) Servicio de Protección Radiológica-CIEMAT, Avda. Complutense 40, Madrid. CIEMAT; (6) Miembro de SOR (The Society and College of Radiographers) UK y Associação Portuguesa Dos Técnicos de Radiologia, Radioterapia e Medicina Nuclear; (7) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica-Centro de Investigaciones Biomédicas La Rioja;; (8) Departamento de Fisiología-Universitat de València;; (9) Departamento de Ingeniería Energética, Universidad Politécnica de Madrid; (10) Departamento de Fisiología, Universitat de València.

INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha actualizado su documento estratégico sobre reservas nacionales en caso de emergencias radiológicas y nucleares, sustituyendo la guía de 2007. Este documento tiene como objetivo asesorar a los Estados Miembros en la preparación, respuesta y recuperación ante emergencias radiológicas, proporcionando protocolos para el establecimiento y manejo de reservas nacionales de contramedidas médicas, esenciales para tratar lesiones por radiación.

MATERIAL Y MÉTODOS

El documento fue desarrollado mediante la colaboración de una red global de expertos y posteriormente, se tradujo al español por miembros del grupo de trabajo de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y revisores externos, destacando el rigor técnico y la relevancia del contenido.

RESULTADOS

El documento (Figura 1), estructurado en seis secciones, aborda desde los efectos de la radiación en la salud hasta la formulación, manejo e investigación de contramedidas médicas para lesiones radioinducidas. Incluye información actualizada sobre medicamentos recientemente aprobados para el tratamiento de estas lesiones, un glosario de conceptos clave y ejemplos prácticos de cómo diferentes países gestionan sus reservas nacionales. En el siguiente enlace se puede descargar la guía en español y otros idiomas: https://www.who.int/publications/i/item/9789240067875



Figura 1: Portada de la guía “Reservas Nacionales para emergencias radiológicas y nucleares: asesoramiento normativo”

DISCUSIÓN

Este nuevo enfoque proporciona una guía accesible y exhaustiva para los Estados Miembros, facilitando la implementación de reservas nacionales con base científica y experiencia global. La contribución de expertos españoles en la revisión técnica y traducción al español garantiza su aplicabilidad en el contexto iberoamericano, fortaleciendo la capacidad de respuesta ante emergencias radiológicas y nucleares.

CONCLUSIONES

La actualización de la guía de la OMS representa un paso crucial para mejorar la preparación global ante emergencias radiológicas y nucleares. Su traducción al español por parte del grupo de trabajo de la SEPR amplía su alcance, promoviendo su adopción en países de habla hispana y fomentando la colaboración internacional en la gestión de riesgos radiológicos.

REFERENCIA

https://www.who.int/publications/i/item/9789240067875

PROTOCOLO DE PUESTA EN MARCHA Y VALIDACIÓN DE EQUIPOS DE BRAQUITERAPIA HDR: EXPERIENCIA CON EL SISTEMA BRAVOS

Rodríguez Aranda, A. (1); Andrades González, A. (2); Padilla Domínguez, C. R. (2)
(1) Hospital Universitario de Lanzarote Doctor José Molina Orosa; (2) Hospital Universitario De Las Palmas De Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

Este trabajo presenta un protocolo para la puesta en marcha de un sistema de braquiterapia BRAVOS, destacando la validación de los aspectos geométricos, de imagen ecográfica y dosimetría.

El objetivo es crear una guía práctica fácil de usar siguiendo los estándares internacionales, como los Task-Group de la AAPM y GEC-ESTRO, que sirva como base para la práctica clínica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizan quince pruebas divididas en cuatro áreas principales: imagen ecográfica, geometría, sistema de planificación de tratamiento (TPS) y dosimetría.

En la Tabla 1 se resumen las pruebas para imagen ecográfica y geométrica utilizando el maniquí CIRS BRAQHYTHERAPY QA MODEL 045b, el sistema BKSpecto con sonda US PrevNext E10C4 (9019) y Steeper Rev03 con Encoder. Así mismo, se emplearon herramientas adicionales como una cuba de agua, termómetro, métrica radiocrómica, tubos de transferencia y agujas de titanio.

La Tabla 2 describe las pruebas de verificación y calibración del TPS y dosimetría, usando el sistema Vitesse como TPS. Aquí también se usa la cuba de agua, el Steeper con la sonda US en posición vertical y un template con agujas (una de ellas marcada o doblada de distancia conocida). Se verificó el Air Kerma Strength (AKS) según TG-43 con una cámara pozo PTW33004-0324 conectada a un electrómetro PTWUnidos. El cálculo de dosis se realizó con un montaje caracterizado por bloques de PMMA con aplicadores Freiburg y cámara PinPoint.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos se presentan en las Tablas 1 y 2, mostrando las mediciones y sus tolerancias establecidas para cada prueba.

	TEST	Resumen de la prueba	Resultados		Tolerancia
Imagen Ecográfica					
1	**Visibilidad de la escala de grises**	Medir la distancia de la barra de escala de grises del sistema de US. Obtener una imagen y medir de nuevo dicha distancia con *ImageJ*: calcular la diferencia relativa entre ambas.	4.79 %		10 %
2	**Profundidad de penetración**	Evaluar la profundidad máxima a la que se visualizan un objeto de bajo contraste usando diversas frecuencias y comparar. Anotar la máxima diferencia entre las distancias respecto al valor de referencia (60mm).	0.87 cm		1 cm
3	**Resolución espacial**	Medir las dimensiones en la imagen de los filamentos de alto contraste distribuidos en forma de "N" del CIRS en direcciones axial y longitudinal. Estos son los límites de resolución.	Axial	0.40 mm	1 mm
			Lateral	0.43 mm	
4	**Precisión espacial**	Evaluar la precisión de la medida de distancias axial y lateral. Se mide la longitud entre la posición más distal y la proximal en las direcciones axial y longitudinal de la figura en forma de "N" y se compara con las distancias teóricas (manual CIRS).	Axial	0.02 mm, 0.84 %	2 mm, 2 %
			Lateral	0.55 mm, 1.38 %	3 mm, 3 %
5	**Precisión en la medida de áreas**	Escanear los objetos incorporados en el CIRS de modo que el haz de US los intercepte a través de una dimensión. Trazar el perímetro del objeto con el propio sistema de US BK. Calcular la diferencia con respecto al área teórica (manual CIRS).	Axial	1.92 %	5 %
			Longitudinal	2.71 %	
6	**Precisión en la medida de volúmenes**	De la misma forma que el punto anterior pero en este caso contomear los objetos. Calcular la diferencia con respecto al volumen teórico (ver manual).	Axial	3.08 %	5 %
			Longitudinal	4.44 %	
Geométrica					
7	**Alineamiento del *template* con la rejilla electrónica**	Verificar que la rejilla electrónica se superpone con la localización real del *template* de las agujas. Para ello, posicionar la sonda US con el *template* en vertical y sumergirla en el agua. En el sistema US verificar que el artefacto de las agujas corresponde con su localización electrónica. En *Afterloarder*, ajustar los parámetros de la sonda y el soporte de la rejilla en direcciones axial-lateral, axial-AP y rotacional así como el *offset* de los propios cristales hasta que las agujas estén localizadas en sus posiciones reales.	1 mm		3 mm
8	**Tolerancia del fabricante de las agujas y tubos de transferencia**	Medir la longitud de los tubos de transferencia y de las agujas, el diámetro externo de las mismas y comparar la media con el valor nominal del fabricante para cada caso calculando la diferencia.	1 mm		1 mm
			0.1 mm		
			0.3 mm		
9	**Cálculo del *offset* de la aguja y posicionamiento de la fuente**	Comprobar la secuencia de posiciones de parada en localizaciones definidas por el usuario. Usar una métrica radiocrómica colocando las agujas encima, indicando en la placa la punta de la aguja mediante un marcador, haciendo parar la fuente real a la distancia más distal (*offset*) y a diferentes distancias. Escanear la placa, realizar promedios y comparar con los valores nominales.	0.75 cm		Debe coincidir
			0.5 mm		1 mm
10	**Calibración cristal de referencia-*template***	Introducir varias agujas en el *template* y hacer una adquisición con la sonda US. Reconstruir cada aguja en el TPS marcando una como referencia en *Needle Tip adjustment*. Para cada aguja, la parte que queda libre (fuera del *template* y del agua) se mide con una regla y se introduce ese valor en *Needle Tip adjustment*. La máxima diferencia en todas las agujas no difiere más de 1 mm respecto a la de referencia.	0.84 mm		1 mm
11	**Precisión lineal y rotacional del *stepper* y *encoder***	Desplazar el *Steeper* manualmente entre -1 mm y 10 mm longitudinalmente y medir estos desplazamientos con una regla. Posicionar un nivel calibrado en el origen angular. Rotar manualmente entre 0 y 90 grados. Comparar los desplazamientos.	0.4 mm		1 mm
			0,1°		0,5°

Tabla 1. Resumen de los test realizados en la verificación de imágenes ecográficas y parámetros geométricos en sistemas de braquiterapia, con resultados obtenidos y tolerancias aplicables según diversos protocolos.

TPS				
TEST		**Resumen de la prueba**	**Resultados**	**Tolerancia**
12	**Calibración del *offset* del sistema de US**	Los cristales axial y sagital de la sonda US están espacialmente separados, por tanto hay que calcular la posición de coincidencia en las imágenes axial y sagital de la base. Disponer una aguja con un marcador (o aguja doblada) en la cuba de agua, fijándola en el *template*. En modo transversal, posicionar el *steeper* de modo que el marcador sea visible en la imagen (este será el plano cero). Pasar a modo longitudinal, en el cual la posición deberá ser cero. Si no los es, se debe realizar una corrección en el TPS tras medir la distancia entre el cero y el marcador real.	0.6 mm	1 mm
13	**Reconstrucción de las agujas**	Identificación de la punta de las agujas y de su recorrido. Disponer de la aguja con un marcador (o aguja doblada), ambas insertadas a la misma distancia del *template* y medir esta distancia. Adquirir imagen y medir con una regla las distancias entre la punta de la aguja y la aguja doblada. Evaluar la diferencia entre las distancias.	1.12 mm	2 mm
Dosimetría				
14	**Cálculo de la dosis**	Usar dos bloques de PMMA, con aplicadores *Freiburg* entre ellos con varias agujas plásticas insertadas y una cámara *PinPoint*. Hacer un TC de este montaje y realizar un plan de tratamiento, colocando y contorneando un punto y volumen de dosis en la posición de la cámara. Medir la dosis del plan de tratamiento y verificar que las diferencias entre la dosis registrada por la cámara y la calculada en el TPS para ese punto no difieren en más de un 2%.	1.78 %	2 %
15	**Determinación del *Air Kerma Strength* (AKS)**	Calcular el *Air Kerma Strength* según TG-43 y la diferencia respecto al valor de calibración proporcionado según el certificado de la propia fuente por la empresa suministradora.	0.52 %	2 %

Tabla 2. Resumen de las pruebas de calibración del sistema planificación de tratamiento (TPS) y de dosimetría para sistemas de braquiterapia, incluyendo resultados y tolerancias permitidas según diversos protocolos.

DISCUSIÓN

Los resultados indican que las tolerancias se cumplieron en todos los casos, evidenciando un alto nivel de fiabilidad en los sistemas evaluados.

En las pruebas de imagen ecográfica, la visibilidad de la escala de grises (4.79%) y la resolución espacial (0.40 mm axial y 0.43 mm lateral) garantizan una diferenciación precisa de contrastes para el posicionamiento preciso de las agujas. La precisión espacial (0.02 mm axial y 0.55 mm lateral) garantiza mediciones exactas, fundamentales para reducir riesgos clínicos.

En cuanto a la geometría, el alineamiento del template con la rejilla electrónica (1 mm) y el cálculo del offset de las agujas (0.75 mm) muestran la precisión en la colocación, lo cual es crucial para evitar errores en braquiterapia. El TPS presentó una calibración del offset de 0.6 mm y una precisión en la reconstrucción de agujas de 1.12 mm, ambos dentro de las tolerancias, lo que asegura la consistencia entre planificación y ejecución del tratamiento.

En el área de dosimetría, el cálculo de dosis presentó una desviación mínima de 1.78% y el AKS mostró un error de 0.52%, confirmando la exactitud del sistema para garantizar tratamientos efectivos y seguros.

CONCLUSIONES

El protocolo implementado ofrece una solución eficiente y fácil de aplicar para la validación y control de calidad de sistemas de braquiterapia. Los resultados demuestran que el sistema evaluado cumple con los estándares establecidos en imagen ecográfica, geometría, planificación de tratamiento y dosimetría asegurando su fiabilidad en la práctica clínica.

NUEVOS PROTOCOLOS DE VERIFICACIÓN DE SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS EN BRAQUITERAPIA

Rodríguez Aranda, A. (1); Naranjo Sanchez, A. (2); Andrades González, A. (3); Padilla Domínguez, C. R. (3)
(1) Hospital Universitario de Lanzarote Doctor José Molina Orosa; (2) Empresa Privada; (3) Hospital Universitario de Las Palmas de Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

Este trabajo presenta tres protocolos para verificar los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) en braquiterapia. El objetivo principal es seleccionar uno de ellos como el más fiable en la práctica clínica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Cada protocolo consiste en un método específico de montaje. Se usan bloques plásticos (100-300 HU) y de PMMA de 2 y 5 cm de espesor (uno de ellos con inserto para colocar una cámara PinPoint), un electrómetro PTWUnidos, aplicadores Freiburg, tubos de transferencia más agujas plásticas y películas radiocrómicas.

El montaje experimental para el Método 1 se muestra en la FIGURA 1. Para el Método 2, el montaje es igual que el anterior pero sin aplicadores Freiburg. El Método 3 es similar a los anteriores pero aquí se usa un bloque plástico de 2cm de espesor en lugar del Freiburg (ver figura 2).

En cada caso, se hace un TC y se realiza un plan de tratamiento en OncentraBrachy con dos agujas (ver FIGURA 1 y 2). En el TPS se miden las dosis en volúmenes y puntos para posteriormente calcular el error relativo con los resultados experimentales obtenidos en los mismos volúmenes y puntos.

Para pasar de nC a Gy, se usa el formalismo TG-43. Las películas radiocrómicas se escanean con un Scanner-EpsonXL12000, con conversión de píxel a Gy usando ScanFilm y VeriSoft (MEPHYSTO-PTW).

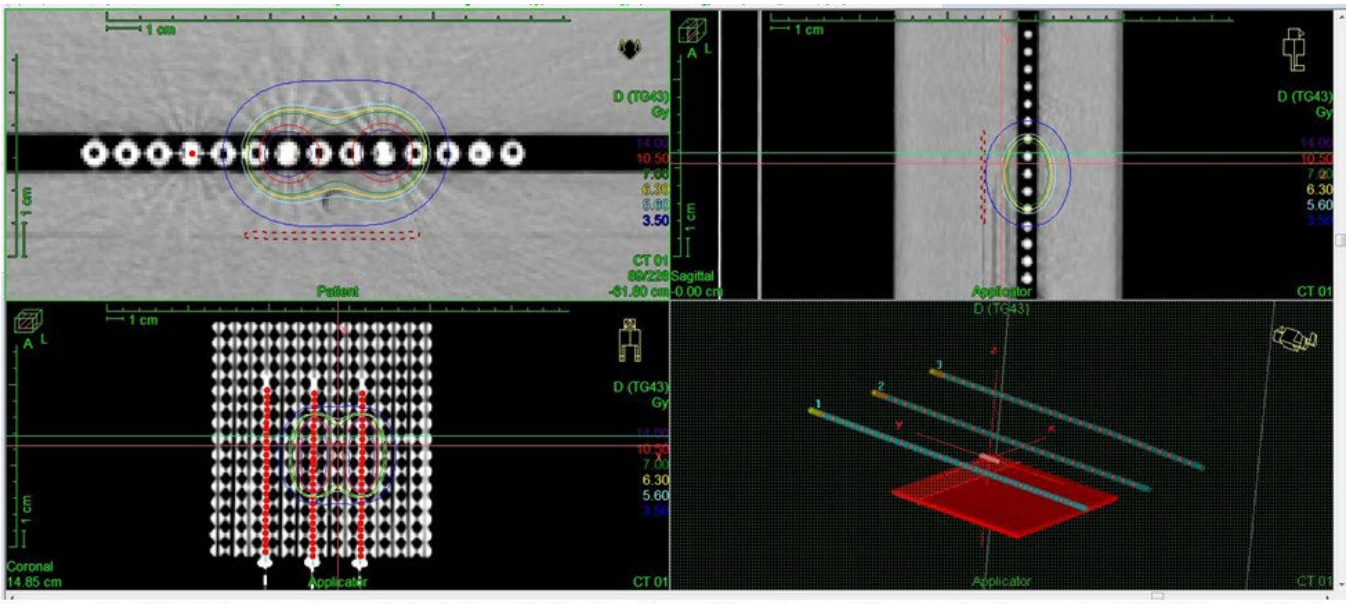


Figura 1. Montaje experimental del método 1. Consiste en un bloque de 5 cm de PMMA, película radiocrómica (línea discontinua roja), bloque de 2 cm de PMMA con inserto para la cámara *PinPoint* (la cual se contornea su volumen sensible en rosa), aplicadores *Freiburg* y bloque de 5 cm de PMMA. Se puede apreciar la distribución de dosis y las posiciones de parada activadas así como el montaje de las agujas, película y volumen sensible de cámara en 3D. Además, se miden dosis de forma puntual en cada volumen para posteriormente compararlos con los resultados experimentales.

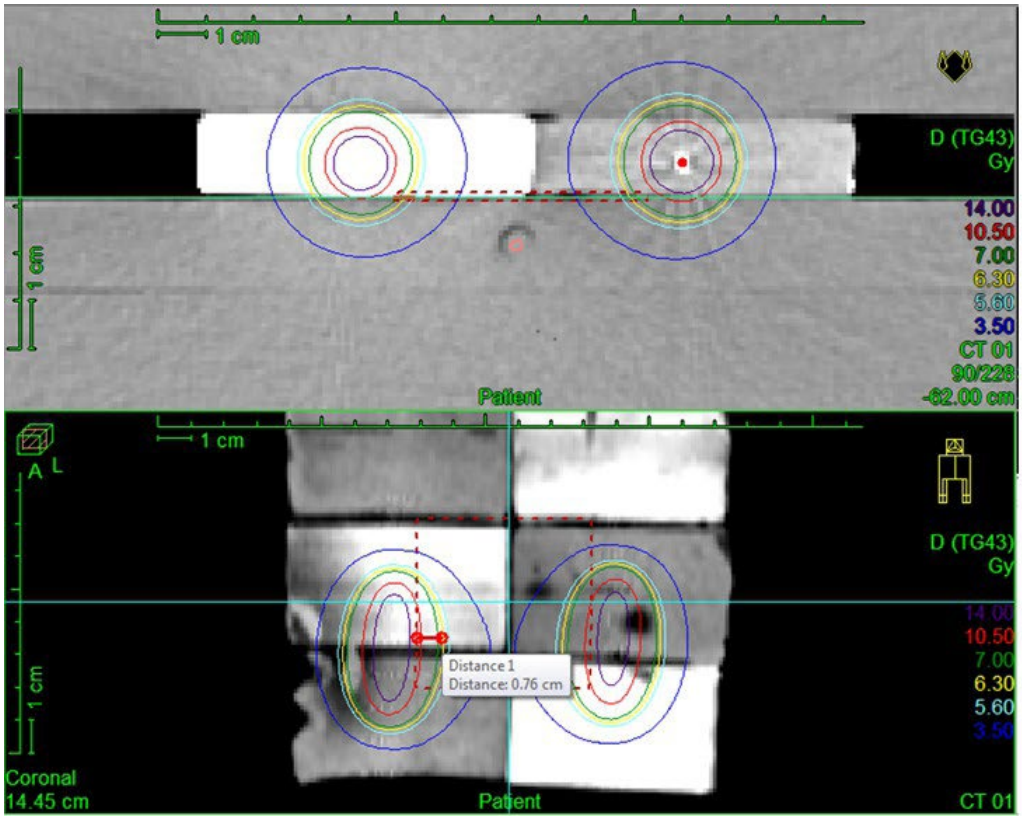


Figura 2. Montaje experimental del método 3. Consiste en un bloque de 5 cm de PMMA, bloque de 2 cm de PMMA con inserto para la cámara *PinPoint* (la cual se contornea su volumen sensible en rosa), película radiocrómica (línea discontinua roja), bloque de 2 cm de material plástico y bloque de 5 cm de PMMA. Se puede apreciar la distribución de dosis en el plano axial (arriba) y coronal (abajo). Además, se miden dosis de forma puntual en cada volumen para posteriormente compararlos con los resultados experimentales.

RESULTADOS

Método 1. La cámara mide 5.78Gy. En el TPS: 5.59Gy (punto de dosis de cámara) y 5.31Gy (volumen sensible de cámara), lo que da un error relativo del 3.29% y 8.13%, respectivamente. En película, 3.29Gy a cruceta y en el TPS 2.83Gy, con error relativo del 13.98%.

Método 2. La cámara mide 6.25Gy. En el TPS: 5.97Gy (punto de cámara) y 5.79Gy (volumen sensible de cámara), lo que da un error relativo del 5.26% y 7.80%. En película, 3.37Gy a cruceta y en el TPS 2.94Gy, con error relativo del 12.76%.

Método 3. Con cámara se midió 2.37Gy. En el TPS: 2.42Gy (punto de dosis de cámara) y 2.17Gy (volumen sensible de cámara), lo que aporta un error relativo del 2.11% y 8.44%, respectivamente. En película, 6.25Gy a 0.76cm desde la derecha del montaje y en el TPS 5.78Gy, con error relativo del 7.52%.

DISCUSIÓN

El Método 1 presenta errores relativos aceptables en el punto de dosis de cámara (3.29%), pero mayores discrepancias en el volumen sensible de cámara (8.13%) y la medición con película (13.98%). El Método 2 muestra errores moderados con una variabilidad elevada en las mediciones con película. En contraste, el Método 3 destaca como el más fiable, con errores mínimos tanto en el punto de dosis de cámara (2.11%) como en película (7.52%), evidenciando una mayor precisión y menor variabilidad, lo que lo convierte en la opción más adecuada para validaciones clínicas.

CONCLUSIONES

Como conclusión, el protocolo o método 3 (usando la cámara PinPoint) se consolida como un nuevo protocolo de verificación de TPS en braquiterapia. Destaca como el más fiable de todos y es fácil de usar e implementar.

ESTUDIO COMPARATIVO DE IMÁGENES CBCT ENTRE UN NUEVO EQUIPO DE RAYOS X, UN TC DE PLANIFICACIÓN Y UN SISTEMA KV DE UN ACELERADOR LINEAL

Pagès Pérez, A. (1); Saldaña Gutiérrez, P. (1); Pino Sorroche, F. J. (1); Picón Olmos, M. C. (1)
(1) Institut Català d'Oncologia

INTRODUCCIÓN

ImagingRing es un equipo de rayos X con función de imágenes planares y volumétricas. El objetivo de este estudio es evaluar si ImagingRing es un equipo adecuado para la planificación dosimétrica en braquiterapia. Para ello se comparan la calidad de imagen y la dosis dada por el equipo con un *TC Siemens Somatom Go* y el sistema de imagen por KV OBI de un linac Halcyon, ambos usados con el mismo propósito en nuestro servicio.

MATERIALES Y MÉTODOS

ImagingRing contiene protocolos de adquisición configurados para distintas localizaciones cuya técnica viene determinada por las características del paciente.

Para este estudio se configura, en ImagingRing, un paciente estándar. Se analiza un protocolo de cráneo, pelvis, tórax/pulmón y mama; estando estas localizaciones definidas como protocolos en los tres equipos utilizados.

Se estudia la calidad de imagen (uniformidad, ruido, resolución espacial y bajo contraste) de cada equipo con el maniquí Catphan. En referencia al estudio dosimétrico se mide el parámetro CTDIw en el TC, y el CBDIw en el sistema OBI y el equipo ImagingRing. Ambos parámetros se miden con la sonda *CT Dose Profiler (RTI, Electronics, Suecia)*.

RESULTADOS

La uniformidad obtenida en ImagingRing es pobre comparada con los otros equipos para todos los protocolos estudiados. Lo mismo ocurre con el ruido obtenido en ImagingRing, excepto para el protocolo de mama en OBI. En cambio, obtenemos una resolución espacial similar, o incluso superior al TC y mejor que en OBI. Respeto al bajo contraste, los resultados son inferiores al TC y al OBI, llegándose a no distinguir ningún inserto del Catphan en los protocolos de cráneo y de mama. Véanse datos en la Tabla 1.

Protocolo			Cràneo			Pelvis			Tórax			Mama		
			OBI	TC	Ring	OBI	TC	Ring	OBI	TC	Ring	OBI	TC	Ring
Uniformidad (UH)			9,26	0,27	22,24	7,91	1,11	104,55	5,91	1,20	18,39	13,27	0,30	24,02
Ruido			0,62%	0,51%	1,65%	0,65%	0,89%	1,81%	1,06%	1,05%	2,22%	2,33%	1,04%	1,79%
Res. Espacial (pl/mm)			5	7	6	5	6	7	5	5	6	3	5	5
Bajo Contraste (insertos visibles)	Supra-slice	1%	4	8	0	7	4	3	3	5	2	0	4	0
	Supra-slice	0,50%	1	6	0	4	3	0	0	2	0	0	1	0
	Supra-slice	0,30%	0	2	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
	Sub-slice	7 mm	2	3	0	3	0	0	2	1	0	0	0	0
	Sub-slice	5 mm	1	3	0	3	0	0	0	1	0	0	0	0
	Sub-slice	3 mm	0	3	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabla 1. Resultados pertenecientes a calidad de imagen obtenidos en OBI, TC e ImagingRing.

Los valores dosimétricos obtenidos para cada equipo y protocolo se muestran en la Tabla 2.

	OBI - CBDIw (mGy)	TC - CTDIw (mGy)	Ring - CBDIw (mGy)
Cráneo	3,68	28,77	2,60
Pelvis	22,50	12,76	19,20
Tórax	6,31	5,91	7,14
Mama	1,43	5,73	11,51

Tabla 2. Resultados dosimétricos y parámetros medidos en OBI, TC e ImagingRing.

DISCUSIÓN

Los resultados relativamente pobres obtenidos en calidad de imagen, comparados con el resto de equipos (excepto para la resolución espacial), no deberían tener una relevancia importante a la hora de la planificación, ya que ésta se realiza sobre densidad agua en braquiterapia. No obstante, sí debería considerarse como un posible factor limitante para contornear los volúmenes clínicos si dicha imagen presenta una calidad visual limitada.

Desde el punto de vista dosimétrico, los resultados de ImagingRing son similares a los del OBI, excepto para el protocolo de mama (destacadamente más alto). Se aprecian diferencias más notables comparando con el CTDIw medido en el TC (protocolos de cráneo y pelvis).

CONCLUSIONES

Generalmente, ImagingRing imparte menos dosis en comparación a los otros equipos utilizados para planificación, con una resolución espacial superior y un bajo contraste más pobre, y asumiento un paciente estándar en ImagingRing. Es necesario realizar más estudios con pacientes reales y con protocolos específicos para sacar conclusiones más convincentes sobre si la calidad de las imágenes proporcionadas por ImagingRing es suficiente para llevar a cabo la planificación dosimétrica de los tratamientos en la unidad de braquiterapia.

IMPACTO DOSIMÉTRICO EN LOS ÓRGANOS DE RIESGO DE PEQUEÑOS DESPLAZAMIENTOS DEL APLICADOR EN BRAQUITERAPIA DE CÁNCER DE CÉRVIX

Fernández Lara, Á. A. (1); Granado Alonso, L. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Tenllado Baena, E. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Sánchez Ruipérez, J. (2); García Repiso, S. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

El tratamiento estándar para el cáncer de cérvix localmente avanzado combina radioterapia externa con braquiterapia, utilizando imágenes 3D (CT/RM). Sobre estas imágenes se contornean los órganos de riesgo (OARs) y los volúmenes tumorales (CTV) y se reconstruye el aplicador. Este estudio tiene como objetivo evaluar el impacto dosimétrico de pequeños desplazamientos en la posición del aplicador sobre los OARs.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se recopilaron datos de 6 pacientes con cáncer de cérvix tratados con braquiterapia HDR en el Hospital Universitario de Salamanca en 2024. Se utilizó el aplicador Geneva (Elekta), reconstruido en Oncentra con librería de aplicadores. Para cada paciente se seleccionó una sesión en la que se desplazó manualmente el aplicador (intrauterino y ovoides) desde la posición inicial hasta 1 mm a intervalos de 0,2 mm, y una medida a 1,5 mm. Los desplazamientos se realizaron en las direcciones anterior, posterior, izquierda y derecha del intrauterino, utilizando la herramienta de medición del planificador. La reproducibilidad y precisión de las medidas se verificaron reposicionando el aplicador a su posición inicial entre desplazamientos. Se compararon las dosis recibidas por recto (D2cc), vejiga (D2cc) y sigma (D2cc).

RESULTADOS

En los OARs se observó una variación lineal de la dosis con el desplazamiento del aplicador, aumentando o disminuyendo según la proximidad del aplicador al órgano. La dosis aumentaba en la dirección posterior para el recto y en la dirección anterior para la vejiga. La vejiga mostró una variación de dosis más uniforme y estable que el recto. La desviación máxima observada para desplazamientos de 1 mm fue de 6% para la vejiga y 7% para el recto. La variación promedio de dosis respecto al plan original se muestra gráficamente, con barras de error representando la desviación estándar.

En el caso del sigma, la dirección en que aumentaba o disminuía la dosis dependió del paciente. Las desviaciones máximas observadas fueron de 1,39%, 3,79%, 6,52% y 11,73% para desplazamientos de 0,2 mm, 0,4 mm, 0,6 mm, 1 mm y 1,5mm, respectivamente.

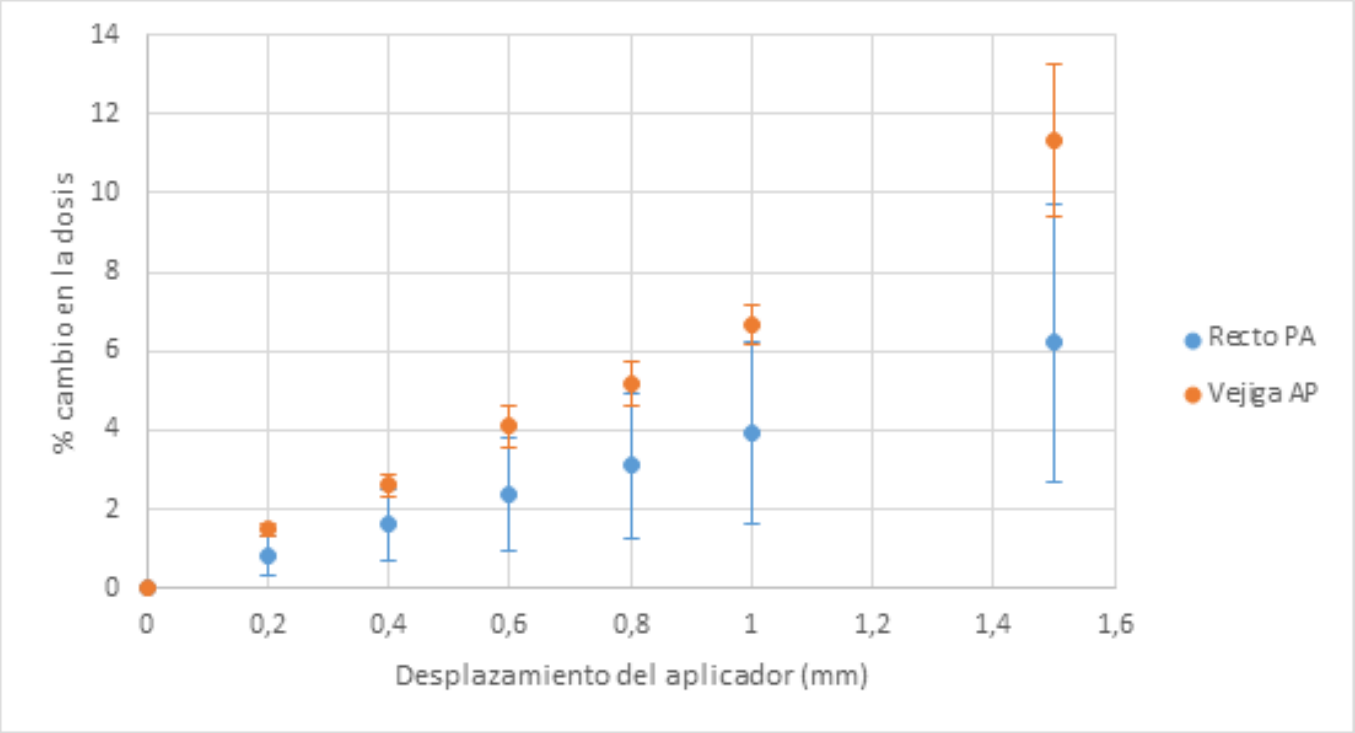
DISCUSIÓN

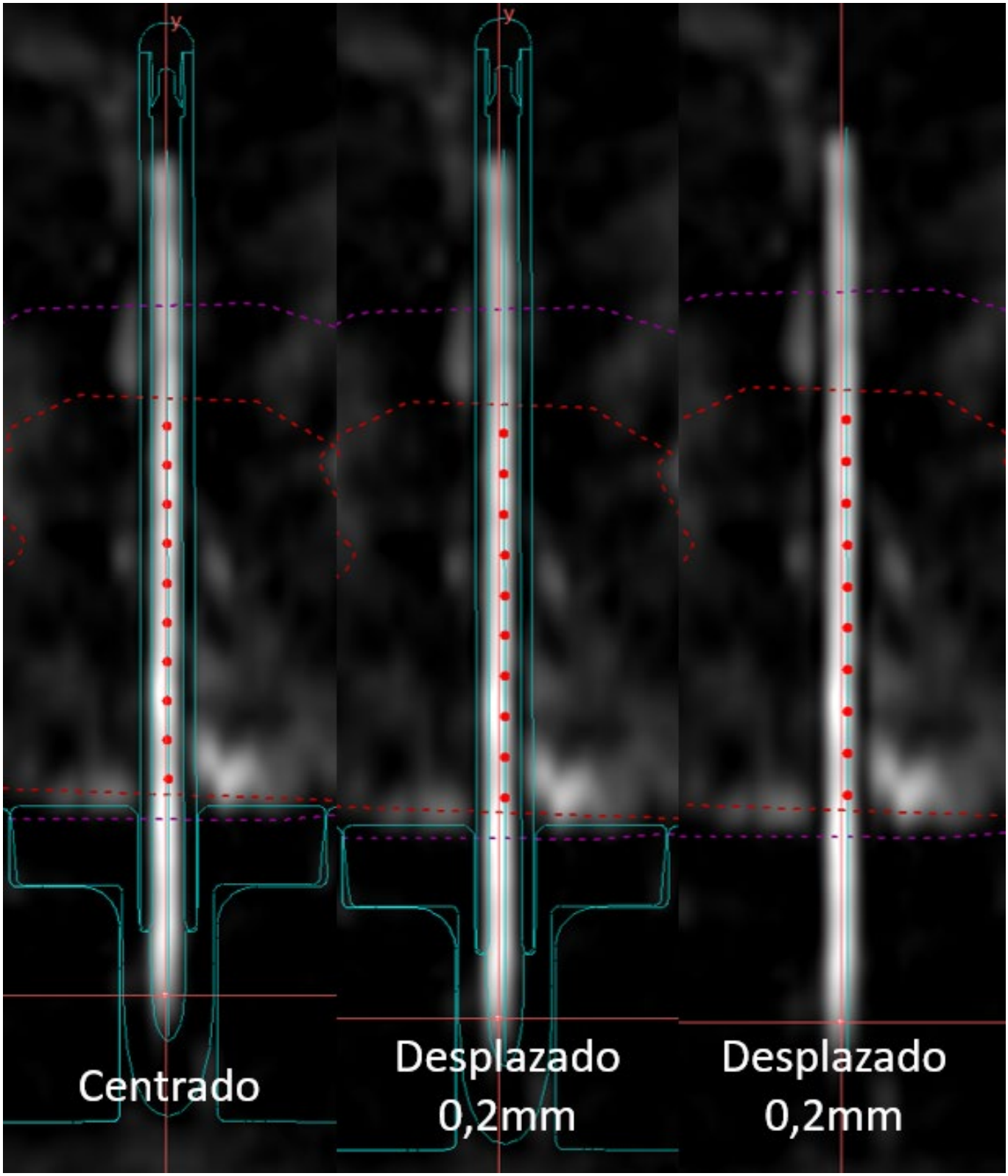
Un desplazamiento ≤ 0,2 mm en la digitalización del aplicador podría estar dentro del margen de error o de los estándares de precisión del usuario, mientras que desplazamientos mayores a 0,2 mm son fácilmente visibles. Para un desplazamiento de 0,2 mm,

la variación de dosis promedio fue de 0,8% en recto, 1,5% en vejiga y 0,4% en sigmoide. Según el estudio EMBRACE II, los límites por sesión para 2cc son 393 cGy para el recto, 545 cGy para vejiga y 448 cGy para el sigma, lo que sugiere que la variación observada es asumible (3,14 cGy para recto, 8,18 cGy para vejiga y 1,79 cGy para el sigma) en caso de error en la digitalización del aplicador.

CONCLUSIONES

Este estudio demuestra que pequeños errores en el posicionamiento del aplicador tienen un impacto dosimétrico asumible, y que un desplazamiento mayor de 0,2 mm es claramente visible. La variación de dosis en los OARs depende de la dirección del desplazamiento, y los resultados sugieren que los cambios son tolerables en las direcciones desfavorables.




Centrado
Desplazado
0,2mm
Desplazado
0,2mm

ANÁLISIS DE LA PRECISIÓN EN LA RECONSTRUCCIÓN DEL APLICADOR Y SU IMPACTO EN LA DOSIMETRÍA DEL CÁNCER DE CÉRVIX EN BRAQUITERAPIA

Granado Alonso, L. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Hernández González, D. (2); García Repiso, S. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

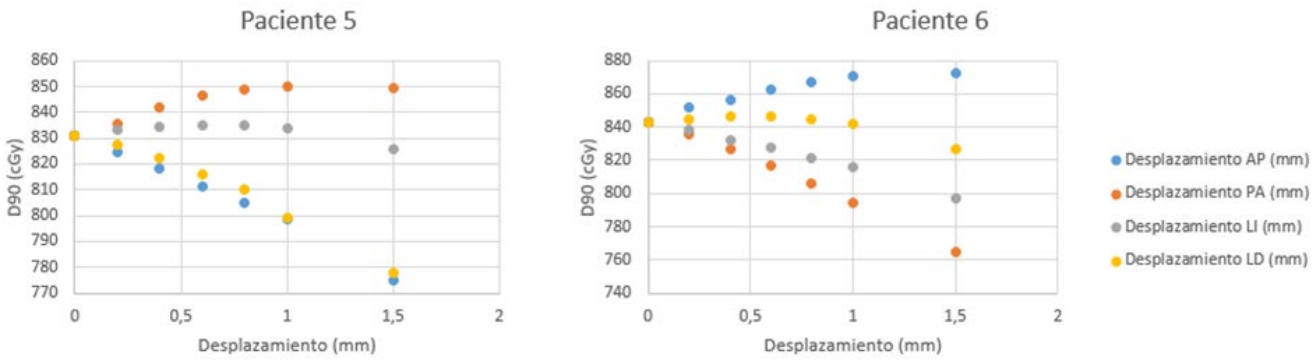
El estudio EMBRACE ha demostrado la eficacia de la combinación de radioterapia externa y braquiterapia para el cáncer de cérvix localmente avanzado. Una de las incertidumbres asociadas al proceso de braquiterapia es la reconstrucción del aplicador, que se hace sobre imágenes 3D (CT/RM) de la paciente. El objetivo de este trabajo es evaluar el impacto dosimétrico sobre el CTV de pequeños cambios en la posición del aplicador.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se recopilaron datos de 6 pacientes con cáncer de cérvix tratados con braquiterapia en el Hospital Universitario de Salamanca en 2024. Se utilizó el aplicador Geneva (Elekta), reconstruido en Oncentra con librería de aplicadores. Para cada paciente se seleccionó una sesión en la que se desplazó manualmente el aplicador (intrauterino y ovoides) desde la posición inicial hasta 1 mm a intervalos de 0,2 mm, y una medida a 1,5 mm. Los desplazamientos se realizaron en las direcciones anterior, posterior, izquierda y derecha del intrauterino, utilizando la herramienta de medición del planificador. La reproducibilidad y precisión de las medidas se verificaron reposicionando el aplicador en su posición inicial entre desplazamientos. En cada uno de los casos se ha comparado la dosis recibida por CTV (D90) con la dosis recibida en el plan original.

RESULTADOS

En algunas direcciones se observa una disminución de cobertura (D90) con el desplazamiento teniendo una relación lineal. En otras direcciones se produce un aumento de la cobertura hasta un cierto límite y luego disminuye (graficas 1). Las direcciones en las que esto ocurre dependen de la anatomía del paciente y la morfología del CTV, y las variaciones de cobertura se deben a que el CTV no es simétrico respecto al eje del aplicador, pero en 5 de los 6 pacientes las mayores variaciones suceden en desplazamientos anterior o posterior al intrauterino.

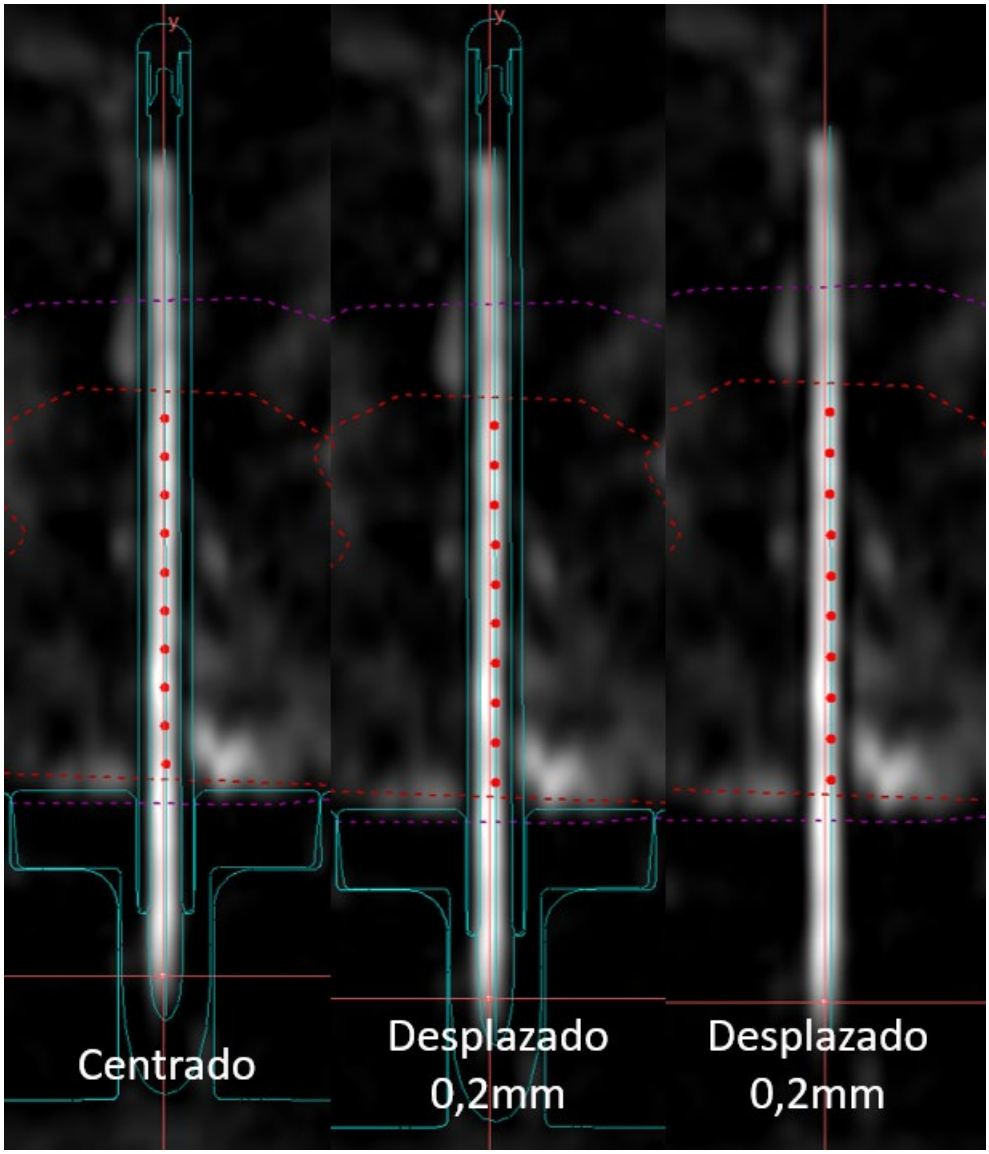


Las desviaciones máximas en valor absoluto encontradas son de 1,3 %, 2,0%, 3,2%, 4,4%, 5,8% y 10,4% para desplazamientos de 0,2 mm, 0,4 mm, 0,6 mm, 0,8 mm, 1 mm y 1,5 mm respectivamente.

DISCUSIÓN

El objetivo de dosis para CTV HR del estudio Embrace II son 90-95Gy, suma en EQD2 de externa y braquiterapia, lo que supone una dosis por sesión de braquiterapia de entre 774 – 831 cGy.

Un desplazamiento ≤0,2 mm en la digitalización del aplicador podría estar dentro del margen de error o de los estándares de precisión del usuario, mientras que desplazamientos mayores a 0,2 mm son fácilmente visibles. Para 0,2 mm la máxima desviación es de 1,3%, lo que supondría una variación entre 10,1 – 10,8 cGy de las dosis objetivo.



CONCLUSIONES

Desviaciones de poco más de 1 mm pueden suponer una variación mayor al 10% de la dosis. Sin embargo, estas desviaciones son claramente visibles al reconstruir con librería de aplicadores y el impacto dosimétrico de desplazamientos difíciles de detectar (< 0,2 mm) es asumible (Imagen 1). Aunque la variación de dosis en el CTV depende de su morfología y de la dirección del desplazamiento, los resultados indican que los cambios de dosis son tolerables en las direcciones más desfavorables.

CARACTERIZACIÓN GEOMÉTRICA Y DOSIMÉTRICA DEL APLICADOR VALENCIA PARA BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA

Soza Marañón, Á. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); García Hernández, M. J. (1); Megias Ruiz, J. M. (1); Ayala Lázaro, R. (1); Ruiz Galán, G. (1); García Marcos, R. (1); Gómez Cores, M. S. (1)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) es una modalidad terapéutica ampliamente utilizada en el tratamiento del cáncer de piel "no melanoma" y otras lesiones superficiales. Dentro de esta técnica, el aplicador Valencia ha demostrado ser una herramienta eficaz debido a su diseño optimizado para tratamientos en pequeñas regiones anatómicas de difícil acceso. Este estudio tiene como objetivo la caracterización dosimétrica y geométrica del aplicador Valencia, evaluando su desempeño en la administración de dosis.

MATERIAL Y MÉTODOS

El aplicador Valencia se presenta con dos tamaños diferentes, 20 mm o 30 mm con sus respectivas caperuzas, que se utilizan durante el tratamiento. La caracterización se ha realizado para el juego completo según las guías de desarrollo del aplicador.

Inicialmente, se verificaron los tamaños de los aplicadores y se buscó la posición de parada de la fuente que ofrecía un perfil plano y simétrico a 3 mm de profundidad.

La validación dosimétrica del aplicador se realizó comparando el factor de campo (OF), porcentajes de dosis en profundidad (PDD) medidos experimentalmente y calculados por el método de Monte Carlo para los dos tamaños del aplicador. Las medidas experimentales se han realizado con cámara de ionización (CC04) y placas radiocrómicas (EBT4) alojadas en un cubo de RW3. Además, el factor de campo también se verificó con una cámara de pozo, siguiendo el método empleado por el fabricante.

RESULTADOS

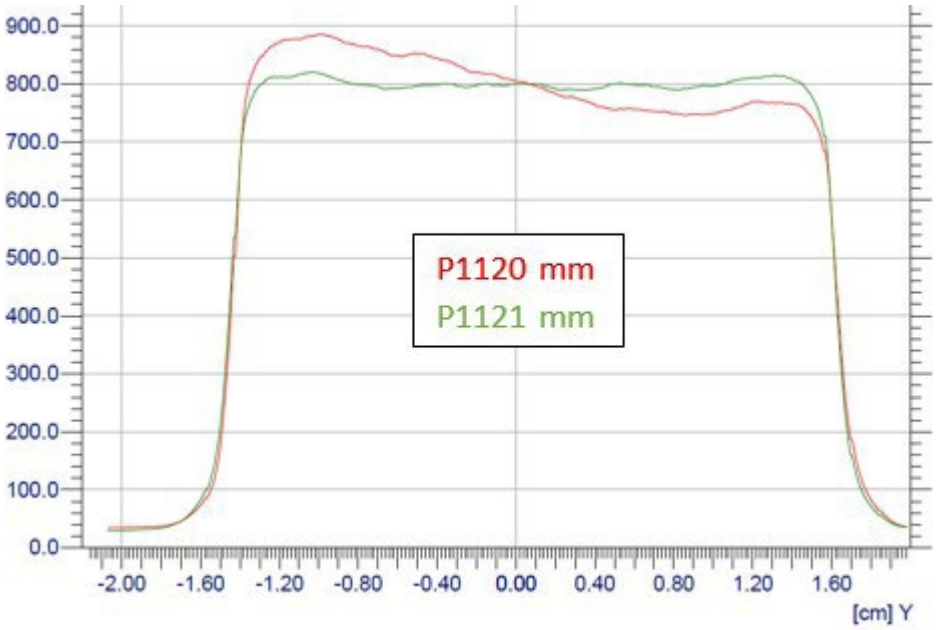
En la caracterización geométrica se encontró que la posición de parada que ofrecía un haz plano y simétrico a 3 mm de profundidad era a 1121 mm para ambos tamaños de aplicador, de acuerdo con la posición indicada por el fabricante. (FIGURA 1)

Los resultados obtenidos para el factor de campo coinciden con el modelo (TABLA 1). Ambos métodos de medida, placas radiocrómicas y cámara de pozo, son consistentes. Obteniendo una desviación máxima de 4.2% para el aplicador de 20 mm y de un 5.5% para el aplicador de 30 mm.

	OF_{20} @ 3 mm	Dif. (%)	OF_{30} @ 3 mm	Dif. (%)
Cámara ionización	0.232	3.4	0.165	-5.5
EBT4	0.215	-4.2	0.160	-3
Cámara de pozo	0.120	-2.3	0.108	-1.2

TABLA 1. Medidas del factor de campo para los dos tamaños de aplicador.

Los PDD para el aplicador de 20 mm muestran una diferencia máxima de un 3,1 %. En el aplicador de 30 mm la diferencia máxima con el modelo es de 6,4 %. (FIGURA 1)



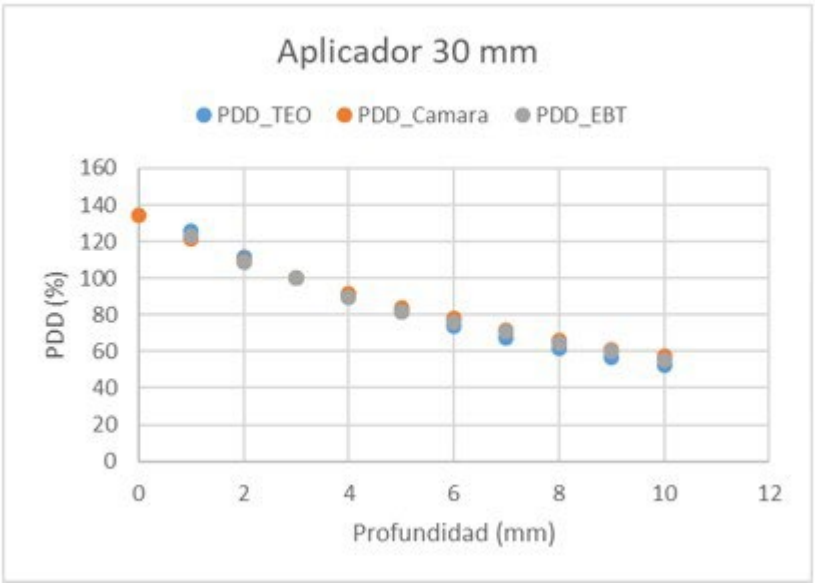


FIGURA 1. En el grafico superior se muestra como se obtiene el perfil plano en la posición 1121 mm. En el gráfico inferior se muestra la comparación de los porcentajes de dosis en profundidad (PDD) determinados experimentalmente frente al modelo para el tamaño de aplicador de 30 mm.

CONCLUSIONES

El aplicador Valencia se caracteriza por su alta reproducibilidad, y facilidad de uso en braquiterapia de alta tasa. Su diseño permite una administración efectiva y segura de la radiación, consolidándose como una opción viable para el tratamiento de lesiones superficiales

AUTOMATIZACIÓN DE LA VERIFICACIÓN DE LAS POSICIONES DE PERMANENCIA EN EL APLICADOR GINECOLÓGICO VENEZIA™

Herreros Martínez, A. (1); Gubau-Besalú, M. (2); Agusti-Camprubi, E. (3); Trias, G. (4); Segura Roca, G. (4); Candela- Juan, C. (5)
(1) Hospital Clínic Barcelona; (2) Universitat de Barcelona; (3) Servicio de Protección Radiológica–Hospital Clínic Barcelona; (4) Hospital Clínic Barcelona–Direcció d'Infraestructures i Enginyeria Biomèdica; (5) Hospital Clínic Barcelona–Sección Física Médica (Servicio de Oncología Radioterápica)

INTRODUCCIÓN

El aplicador ginecológico Venezia™ de Elekta, diseñado para el tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) del cáncer de cérvix, permite una combinación híbrida de catéteres intersticiales e intracavitarios. La reconstrucción de los canales correspondientes a los ovoides semicirculares utilizando fiduciales radioopacos o marcadores de RM comerciales no es apropiada, debido a las discrepancias considerables entre la trayectoria real de la fuente y dichos marcadores de referencia en un aplicador curvo. Por este motivo el fabricante facilita unas librerías del aplicador y sus trayectorias asociadas. No obstante, la verificación de esos datos es relevante tanto en la referencia inicial del aplicador como en los controles de calidad (CC) periódicos. Este estudio propone dos herramientas para mejorar la precisión en la verificación de las posiciones de la fuente en los aplicadores.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las herramientas desarrolladas son las siguientes:

Soportes físicos de los ovoides semicirculares: Archivos STL generados a partir de los diseños realizados usando el software de diseño Fusion 360 de Autodesk para la impresión 3D de soportes, como el que se muestra en la Figura 1, que solidaricen los ovoides del aplicador y las películas GafchromicTM RTQA2 de Ashland, asegurando un posicionamiento robusto durante la adquisición de imágenes del aplicador y en la obtención de autoradiografías.

Programa SPICA (Source Position Identification in Circular Applicators) para análisis de imágenes: Un script en Python v3.10.11 para analizar imágenes obtenidas con películas radiocrómicas, automatizando la identificación de marcadores y posiciones de la fuente radiactiva.

El proceso de diseño del soporte incluyó recopilación de medidas, diseño geométrico, prototipado mediante el mencionado software de diseño, optimización iterativa y producción final utilizando una impresora Ultimaker S3. Las películas radiocrómicas se digitalizaron mediante un scanner de sobremesa EPSON 12000XL y se analizaron utilizando el script SPICA para identificar los marcadores y las posiciones de permanencia de la fuente.

RESULTADOS

Se estudiaron las trayectorias de la fuente para los ovoides de 22 mm y 26 mm. Las discrepancias entre las posiciones medidas y las referencias del fabricante son mayores en las posiciones más proximales. En las posiciones más distales son siempre < 2 mm, como se puede observar en la Tabla 1. Las herramientas desarrolladas permitieron una evaluación precisa y automatizada de las trayectorias de la fuente.

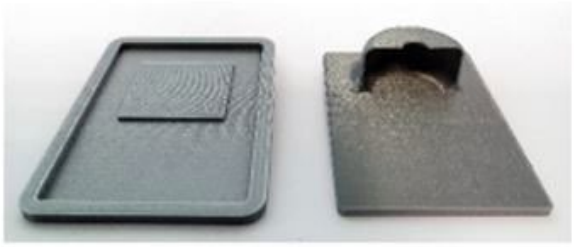
DISCUSIÓN

Comparado con estudios previos, las herramientas propuestas ofrecen una mejora significativa en la automatización del proceso de comisionado y CC del aplicador Venezia™. En una versión futura se pretende incluir el análisis de la componente perpendicular al plano del anillo formado por los ovoides semicirculares.

CONCLUSIONES

Las herramientas desarrolladas facilitan la evaluación de las trayectorias de la fuente en los ovoides del aplicador Venezia™, mejorando la precisión del análisis, cuantificando las desviaciones de cada posición de permanencia. Estas herramientas, además de ser una solución sencilla y práctica, son de código abierto.

Figura 1: Fotos del soporte 3D para el aplicador Venezia™ con ovoides de 22 mm de diámetro. (a) y (b) muestran las dos piezas que lo componen, y el alojamiento para la película radiocrómica cuadrada. (c) Las flechas blancas indican los anclajes coincidentes con dos de los orificios del ovoide lunar de 22 mm. (d) y (e) muestran el aplicador en su alojamiento.



(a)



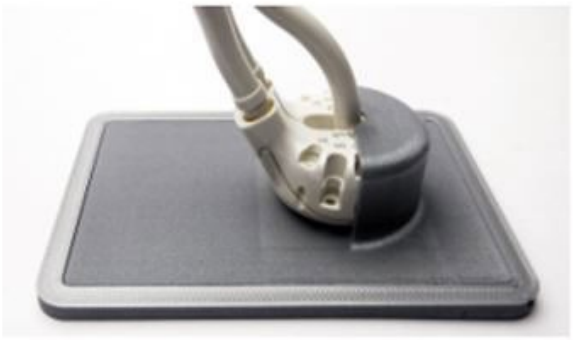
(b)



(c)



(d)



(e)

ovoide 22 mm	posición [mm]	desviación [mm]	ovoide 26 mm	posición [mm]	desviación [mm]
1	1500.0	0.8	1	1500.0	1.5
1	1497.5	0.8	1	1497.5	1.6
1	1495.0	0.8	1	1495.0	1.8
1	1492.5	0.6	1	1492.5	2.0
1	1490.0	1.3	1	1490.0	1.5
1	1487.5	1.8	1	1487.5	1.2
1	1485.0	1.7	1	1485.0	1.3
1	1482.5	2.8	1	1482.5	0.9
1	1480.0	2.1	1	1480.0	1.8
1	1477.5	2.0	1	1477.5	1.2
2	1500.0	1.4	1	1475.0	1.9
2	1497.5	1.5	1	1472.5	2.4
2	1495.0	1.3	1	1470.0	2.3
2	1492.5	1.4	2	1500.0	1.1
2	1490.0	1.4	2	1497.5	1.0
2	1487.5	1.1	2	1495.0	0.9
2	1485.0	1.0	2	1492.5	0.7
2	1482.5	1.8	2	1490.0	1.3
2	1480.0	1.1	2	1487.5	0.6
2	1477.5	1.8	2	1485.0	0.8
			2	1482.5	0.7
			2	1480.0	1.1
			2	1477.5	0.9
			2	1475.0	1.4
			2	1472.5	1.4
			2	1470.0	2.4

TABLA 1: Discrepancias entre las posiciones medidas y las referencias de las librerías del fabricante para los ovoides de 22 mm y de 26 mm.

BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA. 19 AÑOS DE EXPERIENCIA EN EL HOSPITAL VIRGEN MACARENA

Baeza Monedero, C. J. (1); Gallego Castro, M. (1); Terrón León, J. A. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

Los melanomas uveales son los tumores malignos intraoculares primarios más comunes en adultos, originándose en la úvea, que incluye el iris, el cuerpo ciliar y la coroides. La mayoría de estos melanomas se desarrollan en la coroides y pueden causar síntomas como visión borrosa, destellos de luz, pérdida del campo visual o, en algunos casos, ser asintomáticos y detectarse en exámenes oftalmológicos rutinarios. El diagnóstico se realiza mediante exámenes clínicos, ultrasonido ocular y angiografía.

El tratamiento depende del tamaño y la localización del tumor, así como del estado general del paciente. La braquiterapia oftálmica es una de las terapias más utilizadas y efectivas para melanomas uveales de tamaño pequeño a mediano.

Consiste en la colocación de una placa radiactiva (generalmente de Iodo-125 o Rutenio-106) sobre la esclera, directamente sobre el tumor. Este método permite administrar una dosis alta de radiación localizada, minimizando el daño a los tejidos oculares sanos circundantes.

En el Hospital Universitario Virgen Macarena se lleva empleando esta técnica desde el 2006, que se realizó el primer implante. Desde entonces, se han llevado a cabo mas de 650 tratamientos, entre los que se incluyen melanomas, retinoblastomas, hemangiomas, metástasis..., siendo los primeros la patología con mayor impacto, superando el 78% de los casos.

Se presenta una revisión completa de todos los casos, con una caracterización completa por patología y por isótopo, resumiendo los resultados y los resúmenes dosimétricos de las planificaciones y presentando las supervivencias a 3 meses, 6 meses, 1 año, 2 años y 5 años. Se presentan los flujos de trabajo actualizados en el Centro, tras mas de 19 años de experiencia en la técnica, valorando los tiempos de demora y la práctica clínica desempeñada en el centro.

Para el caso de los melanomas, para los que la estadística es mucho mas representativa, por tener mas de 500 pacientes tratados, las tasas de complicaciones agudas son inferiores al 18%, que acabaron en enucleación radical. Para el resto de pacientes, se ha conseguido preservar el ojo y evitar la extirpación del mismo, con un control local de la enfermedad bueno.

Para el caso de los retinoblastomas, la viabilidad del ojo es mas compleja, debido a la alta casuística que nos encontramos en los pacientes, y la fuerte dependencia que existe en la evolución de los mismos con la histología, la bilateralidad de la lesión, el tamaño y la localización. Los resultados obtenidos se encuentran comprendidos dentro de los estándares europeos y están acorde a los resultados presentados por otros centros.

38 pacientes 2024	Melanoma	Hemangioma	C. Conjuntival	C. Epidermoide	Vasoproliferativo	Metástasis coroideas	Retinoblastoma
# Pacientes	29	0	1	0	1	0	7
%	76,32%	0,00%	2,63%	0,00%	2,63%	0,00%	18,42%

Patología por sexo	hombres	mujeres
# Pacientes	23	15
%	60,53%	39,47%

placa isótopo	Ru106	I125
# Pacientes	27	11
%	73,68%	26,32%

Ojo afecto	derecho	izquierdo
# Pacientes	22	16
%	57,89%	42,11%

Recuento general de placas. Modelo de placa usado		
Placa	I-125	Ru-106
CCA		13
CCC		2
CCD		5
CIA		2
CIB		1
COB		1
COC		3
COMS 16 mm(E)	1	
COMS 18 mm	4	
COMS 20 mm (E)	1	
COMS 22 mm	5	



EL FILTRADO SIMPLE NO ES SUFICIENTE PARA ELIMINAR LA CONTAMINACIÓN DE LUZ CERENKOV DE CENTELLEADORES CON FIBRA ÓPTICA CONVENCIONAL CON FUENTE DE BRAQUITERAPIA HDR DE CO-60

Rodríguez Latorre, D. (1); Daçi, L. (2); Iglesias Rodríguez, I. (2); Fernández Cerezo, S. (1); Herrero Rojas, J. (1); Díaz Aviñó, C. (1); San José Olmedo, D. (1); Veiguela Prado, G. (1); García Balsa, Á. (1); Piedrafita Suárez, D. (1); Crelgo Alonso, D. (1); Villacé Gallego, A. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Sánchez Galiano, P. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias; (2) Fundación para la Investigación y la Innovación Biosanitaria del Principado de Asturias

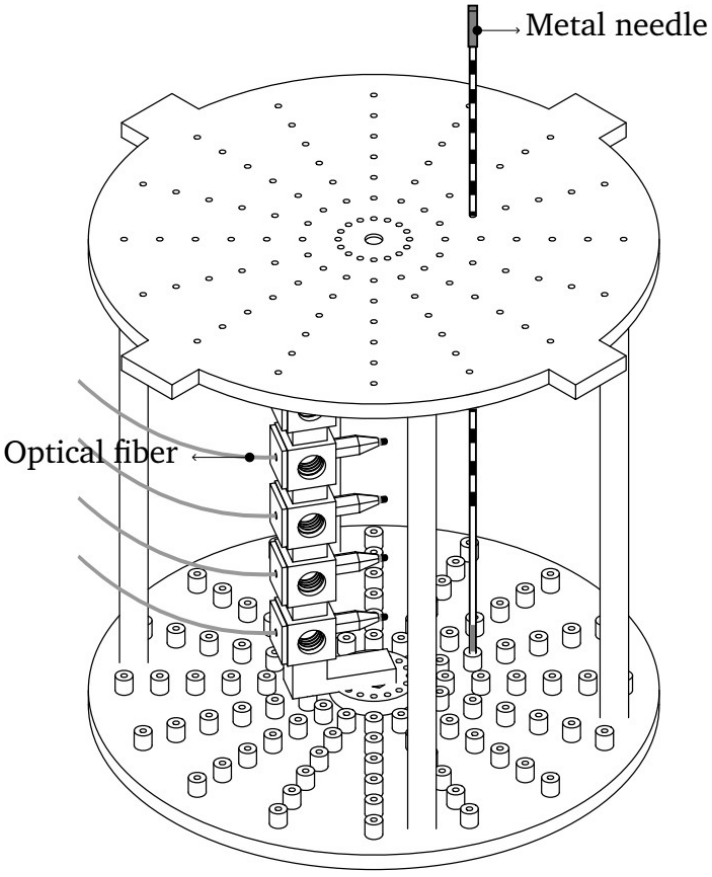
INTRODUCCIÓN

La luz Cerenkov es el efecto que se produce cuando partículas cargadas viajan a velocidad superior a la de la luz en un medio. En el caso de la fibra óptica convencional, suponiendo un índice de refracción promedio n=1.5, la energía cinética que necesita un electrón para viajar más rápido que la luz es de 175 keV. Un 87% de los electrones secundarios generados por el Co-60 a 6 cm de distancia tienen esta energía o superior, frente a un 24% de los del Ir-192 en las mismas condiciones (simulación Monte Carlo propia con PENELOPE 2018).

Cuando se usan detectores de centelleo, se generan fotones que son transportados por medio de una fibra óptica hacia el fotomultiplicador. El fotomultiplicador no diferencia entre los fotones generados en el detector de los generados en la fibra óptica, por lo que se produce una señal no deseada que puede hacer inservibles las medidas (efecto tallo). Existen productos comerciales que filtran la señal antes del fotomultiplicador. Un filtro pasabanda adecuado para el espectro de emisión del centelleador es el ideal para este caso. Pero dado que el espectro Cerenkov es continuo, ¿es suficiente este filtro para obtener medidas correctas?

MATERIAL Y MÉTODOS

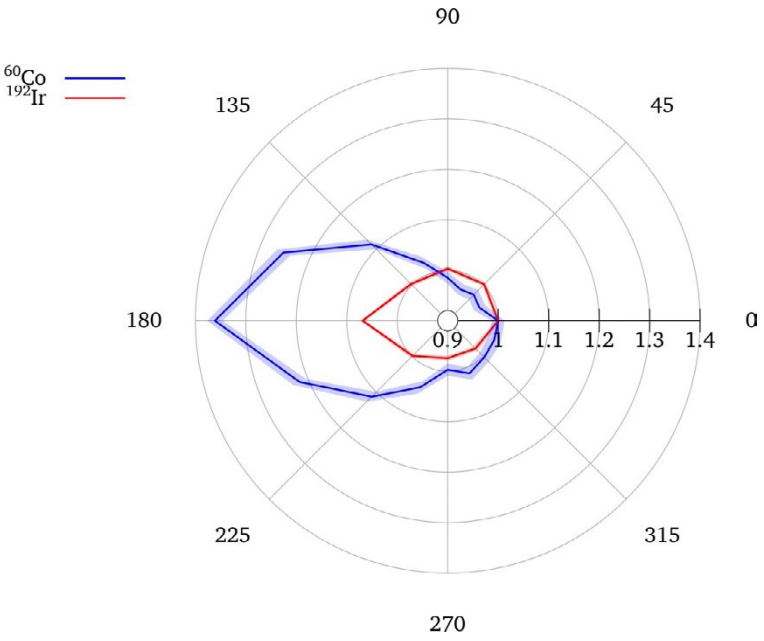
Se han usado centelleadores inorgánicos (4YVO4:Eu+1Y2O3:Eu) de forma semiesférica acoplados a una fibra óptica convencional (PMMA) y un filtro pasabanda en la región de emisión (600-650 nm, rojo), DoseWire Series 200 (DoseVue, Belgium). Se ha estudiado el comportamiento de la señal al alterar el ángulo azimual sin variar la distancia (7 cm), usando un maniquí impreso en plástico PEEK. Se han usado fuentes de Ir-192 (Flexitron, Elekta) y de Co-60 (SagiNova, Bebig).



RESULTADOS

Se usaron los cuatro detectores que es capaz de medir simultáneamente el sistema usando cuatro posiciones de parada de la fuente. Se tomaron medidas cada 22.5° variando el ángulo azimutal, siendo 0° el ángulo correspondiente al eje de simetría de la semiesfera. Se promediaron las medidas de los cuatro detectores para cada posición angular, y se normalizaron a 0°.

Los resultados pueden verse en la siguiente figura. La línea sombreada corresponde con el intervalo de confianza del 95%, para el que se ha tenido en cuenta la desviación estándar tanto del promedio como de las propias señales individuales. Las diferencias máximas se producen en la posición más desfavorable (180°) y quedan por debajo del 7% con Ir-192, mientras que con Co-60 alcanzan un 36%.



CONCLUSIONES

Dadas las grandes diferencias (36%) que se producen con la fuente de Co-60 al variar el ángulo azimutal, se puede concluir que un filtrado simple con filtro pasabanda no es suficiente para eliminar el efecto tallo. Las diferencias obtenidas con Ir-192 (7%) por otro lado, hacen posible incluir este valor en el cálculo de incertidumbre de las medidas.

SISTEMA HOME MADE PARA TRATAMIENTOS DE PLESIOTERAPIA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS

Núñez Cumplido, E. J. (1); Garrido Bretón, C. (1); Rodriguez Chimeno, G. (1)
(1) Hospital Universitario De Canarias

INTRODUCCIÓN

La plesioterapia o braquiterapia superficial, es una técnica en la que la fuente radiactiva se coloca en contacto directo con el tumor, sin introducirla dentro de él. Esta técnica de radioterapia de contacto utiliza moldes para posicionar la fuente radiactiva sobre la lesión. La ausencia de aplicadores estandarizados para este tipo de tratamiento en nuestro sistema de braquiterapia de carga diferida de alta tasa de dosis (HDR) motivó el desarrollo de un sistema personalizado utilizando materiales disponibles en nuestro servicio. El resultado de este esfuerzo es un aplicador elástico personalizado que facilita la aplicación de la técnica de manera eficaz.

MATERIAL Y MÉTODOS

Material:

Sistema de carga diferida Saginova (BEBIG) con fuente de Co^{60}. Planificador Sagiplan (BEBIG).

Películas radiocrómicas EBT3 (GAFCHROMIC). Láminas de bolus de diferentes espesores.

Métodos:

Análisis del Caso: Se evalúa el área a tratar y se planifica la disposición de los catéteres para asegurar una distribución homogénea de la dosis, minimizando la dosis en áreas no objetivo y por tránsito de la fuente.

Creación de aplicador elástico personalizado.

Se determina el número y separación de los catéteres según las dimensiones de la lesión, fijándolos a una placa de bolus con marcas de orientación y radioopacas para facilitar su identificación en estudios posteriores.

Toma de imágenes CT.

Se realiza un estudio CT para el cálculo dosimétrico, marcando las esquinas del aplicador para su correcta ubicación.

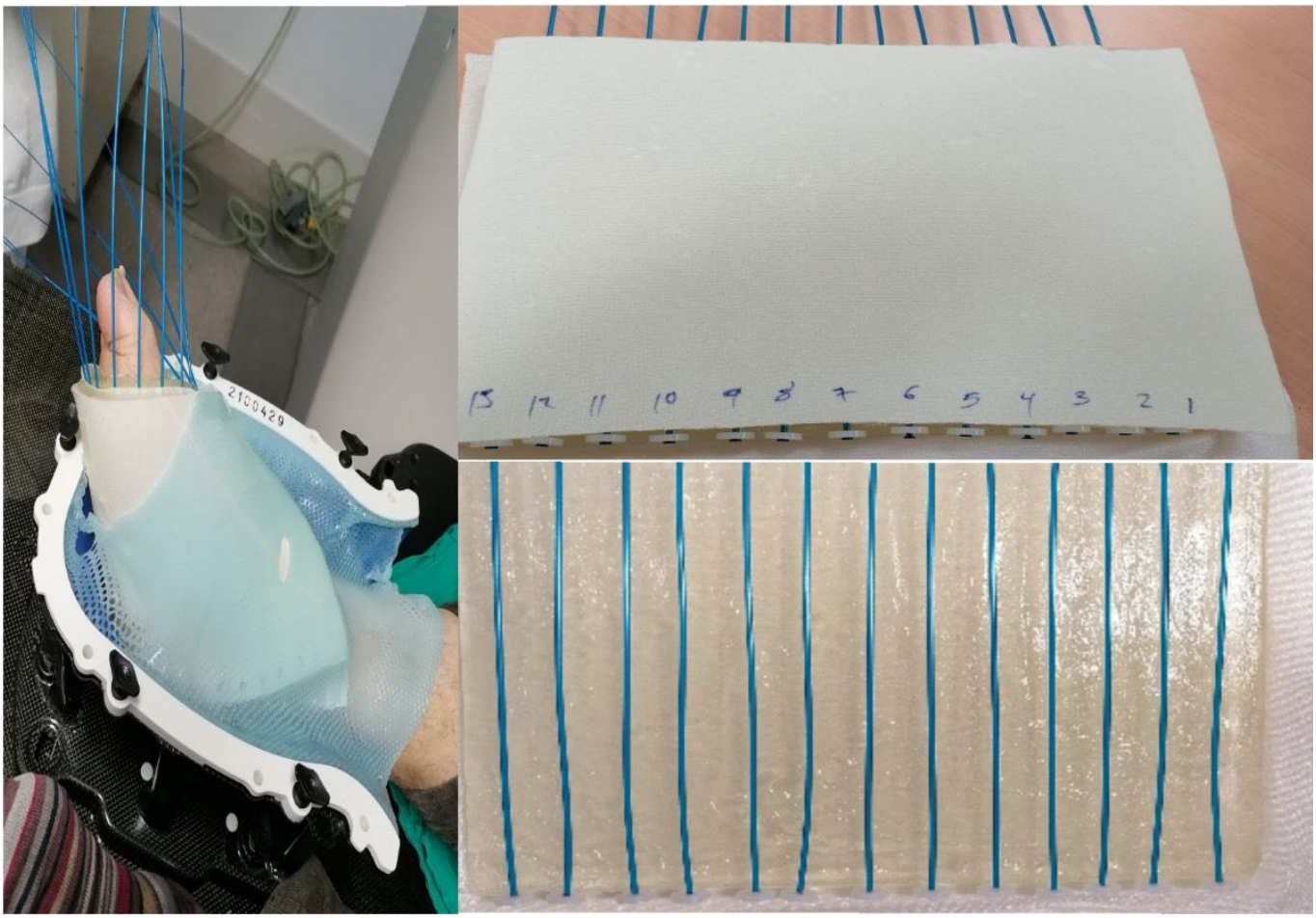
Cálculo dosimétrico en TPS.

Realizamos una distribución de dosis procurando que los tiempos de parada de la fuente en los diferentes vectores no sea muy variables, para garantizar la mayor reproducibilidad, ya que el tratamiento puede llevar entre 5 y 11 sesiones dependiendo de los casos.

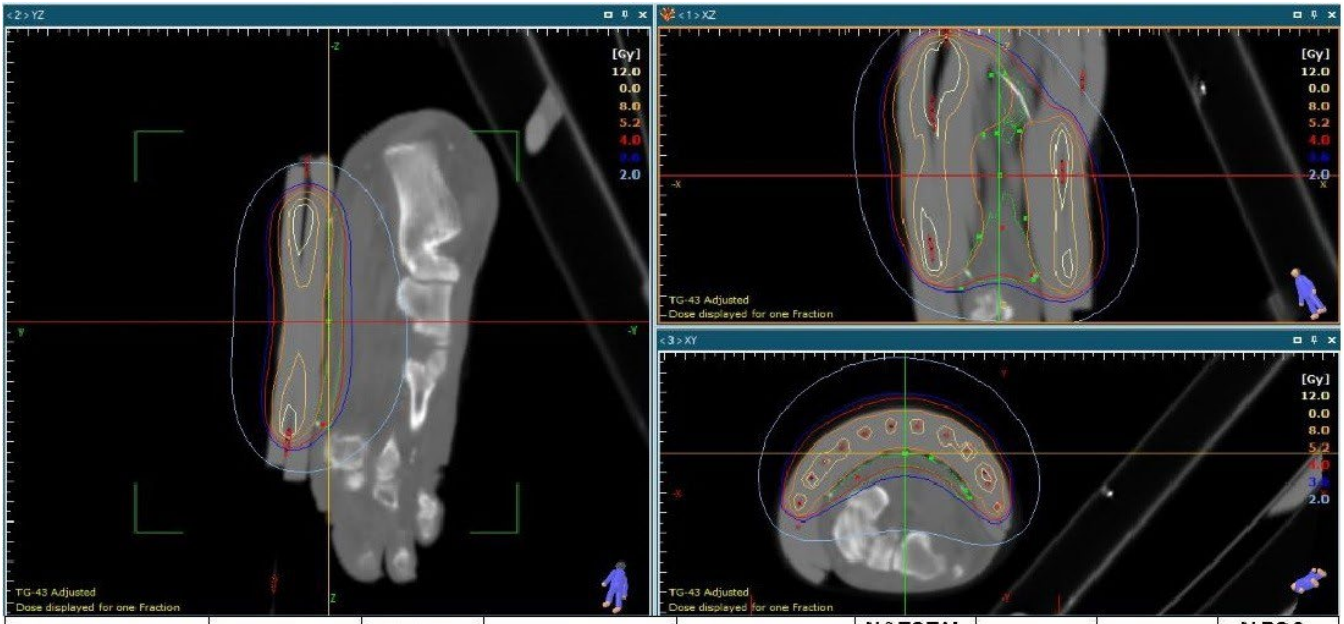
Calculamos dosis en diferentes puntos de test en los que pondremos fragmentos de películas radiocrómicas para evaluar la dosis impartida en cada sesión.

Preparación de placas radiocrómicas.

Aplicación del tratamiento con sistema de carga diferida HDR.



RESULTADOS



LOCALIZACION	NÚMERO DE FRACCIONES	D NOMI-NAL FRACCIÓN	N.º DE CATÉTERES	SEP. CATÉTE-RES mm	N.º TOTAL DE POS. DE PARA-DA	T. PROM. (s)	DESV.EST. (s) σ	N POS.-PAR. CON T FUERA DE 2σ
RODILLA	12	2,5	13	13	469	2,01	0,768	18
BRAZO	11	4	10	14	331	4,76	2,92	12
PIE	5	4	13	13	213	5,56	2,51	10

Se presentan 3 casos clínicos donde el sistema desarrollado ha demostrado ser efectivo en el tratamiento de lesiones superficiales, con buenos resultados en términos de precisión dosimétrica y control de la dosis. Los datos se presentan en la tabla anterior.

DISCUSIÓN

El sistema propuesto ofrece una alternativa funcional y flexible para la plesioterapia en ausencia de aplicadores comerciales estandarizados. La personalización del aplicador según las características anatómicas del paciente y la lesión es un avance significativo en la mejora de la precisión de la técnica.

CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un sistema de tratamiento de plesioterapia utilizando materiales disponibles en el servicio de radioterapia del HUC.

El sistema se ha mostrado totalmente funcional y muy versátil, siendo la única limitación la que la extensión de la lesión a tratar sobrepase las dimensiones de los bloques de bolus y/o haga imposible la disposición de catéteres aplicadores.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DEL TRATAMIENTO EXCLUSIVO DE PRÓSTATA CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS

Zambrano Salas, E. (1); Carrascosa Fernández, C. (1); Rivas Morales, J. (1); Ruíz García, E. (1)
(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

RESUMEN

El presente estudio tiene como objetivo revisar los tratamientos de braquiterapia con alta tasa de dosis (HDR) en pacientes con cáncer de próstata con un esquema de tratamiento de dos sesiones de 13.5 Gy/sesión en el Hospital General Universitario de Ciudad Real (HGUCR). En primer lugar se analizaron diversos parámetros de los histogramas dosis-volumen (HDV) en la próstata (CTV) y los órganos críticos, contrastándose con las metas clínicas establecidas. Finalmente, se llevó a cabo una comparación de los histogramas obtenidos en las dos sesiones de tratamiento.

MATERIALES Y MÉTODOS

En el estudio se incluyeron 30 pacientes diagnosticados con cáncer de próstata cuyas planificaciones se realizaron utilizando el planificador *Vitesse* 4.0 de *VARIAN*. El análisis se realizó partir del HDV en CTV como en los órganos de riesgo contorneados, recto y uretra.

RESULTADOS

Análisis de los HDV:

En la tabla 1 se muestran las medias de los parámetros dosimétricos evaluados, junto con las metas clínicas empleadas en el hospital, así como las referencias encontradas para casos similares con monoterapia de braquiterapia HDR.

	Parámetros	% HGUCR	Metas HGUCR	John M. Hudson [1]	Carlo P. Soatti [2]	Henrik Hauswald [3]	GEC-ESTRO ACROP [4]
CTV	D90%	106,14 ± 1,04	≥ 100%		> 95%		> 100%
	V100%	98,03 ± 1,06	> 95%	> 95%			> 98% (95%)*
	V150%	26,63 ± 3,18	< 30%	< 35%			< 40%
	V200%	10,1 ± 1,4		< 12%			< 14%
Uretra	D0,1cm³	107,4 ± 1,9	< 115%			< 110%	< 117 %**
	D10%	106,7 ± 1,5		< 115%	< 110 %		< 117 %**
	D30%	104,6 ± 1,5					< 109 %**
Recto	D2cm³	58,68 ± 5,24			< 75%		< 91 %**
	D1cm³	64,7 ± 5,7	< 75%				
	D0,1cm³	76,5 ± 6,4				< 85 %	

TABLA 1: *Recomendado >98%, obligatorio >95%. **Calculado con EQD2 con α/β=3 Gy.

Análisis comparativo de las dos fracciones de tratamiento:

En la figura 1 se pueden observar los parámetros dosimétricos más relevantes comparados entre ambas fracciones para la próstata y los órganos de riesgo. En promedio, se produce un aumento significativo del volumen de la próstata en la segunda fracción.

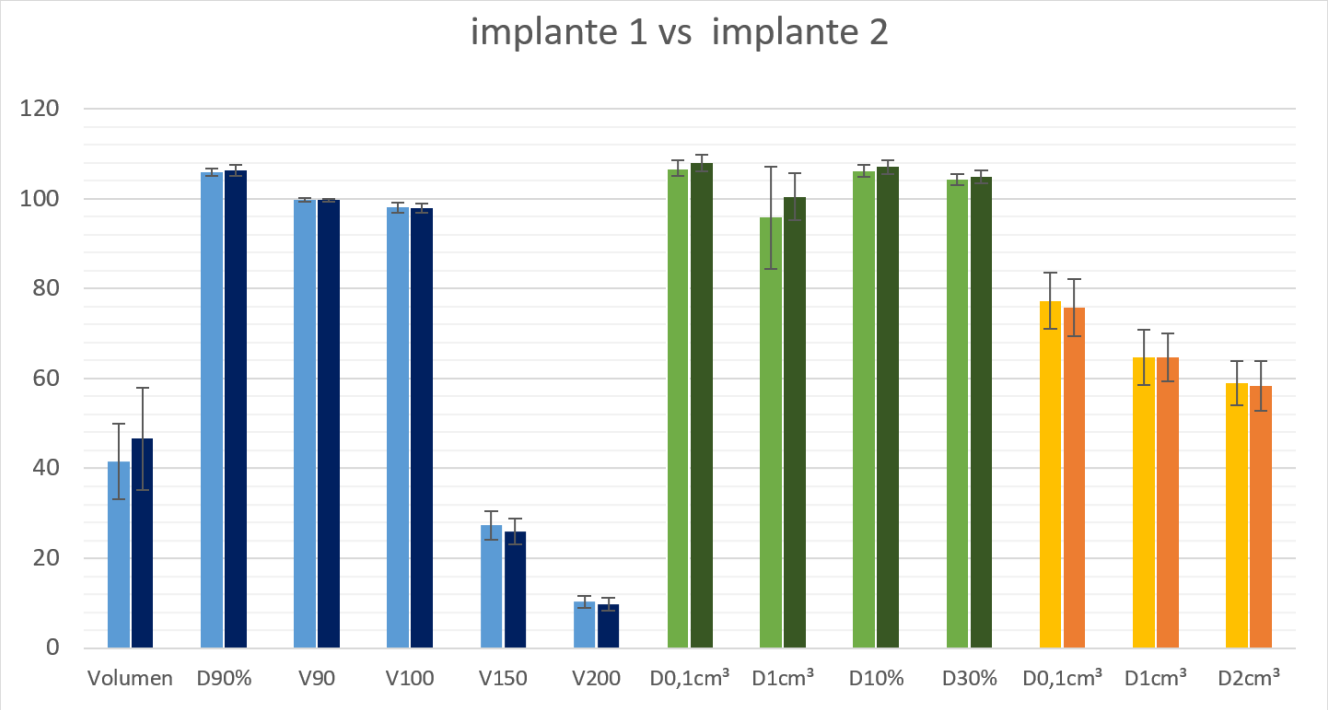


FIGURA 1: parámetros dosimétricos de próstata azul, uretra verde y recto naranja. La franja clara corresponde a la primera fracción y la oscura a la segunda.

DISCUSIÓN

Las metas clínicas empleadas en el hospital son más restrictivas que las encontradas en la literatura, a excepción de D0,1cm³ en uretra (tabla 1). Dado que la meta empleada se cumple holgadamente, se propone reducirla a la correspondiente referencia más restrictiva. Por otro lado, de acuerdo con la literatura y los resultados obtenidos, resultaría interesante incorporar las siguientes metas clínicas: CTV V200%≤10%, Uretra D10%<110% y D30%≤107%, Recto D2cm³<70% y D0,1cm³<85%.

En la figura 1 podemos comprobar que el aumento del volumen del CTV entre fracciones no tiene consecuencias significativas en su cobertura y homogeneidad. En cuanto a los órganos de riesgo, el recto tampoco se ve perjudicado, presentando una dosis incluso inferior en la segunda fracción. La uretra, en cambio, sí sufre un aumento en la dosis media que recibe debido al aumento de volumen de la próstata.

CONCLUSIONES

En primer lugar, se comprueba que las metas clínicas son, generalmente, más restrictivas que las referencias encontradas. Optando por una postura conservadora, se actualizan y endurecen los límites de manera que se ajusten mejor a los resultados obtenidos.

En segundo lugar, entre la primera y la segunda fracción del tratamiento la próstata sufre un aumento de volumen que provoca una mayor dosis en la uretra. Por su parte, la cobertura y homogeneidad del CTV, así como la dosis en el recto, no se ven afectados.

SUSTITUCIÓN DE AGUJAS DE TITANIO POR AGUJAS PLÁSTICAS EN IMPLANTES PERINEALES INTERSTICIALES

Blázquez Molina, F. (1); Pérez-Calatayud, J. (1); Lago Martín, J. D. (1); Rodriguez Villalba, S. (1); Guevara Barrera, D. (1); Doval Raposo, S. (1); Zaragoza Sánchez, C. (1); Santos Ortega, M. (1)
(1) Hospital Clínica Benidorm

INTRODUCCIÓN

En 2013, nuestra institución desarrolló un aplicador perineal intersticial (Template Benidorm) que combinaba una componente intersticial con un template perineal con una sonda vaginal para el tratamiento de tumores de cérvix localmente avanzados. Dicho aplicador, compatible con resonancia magnética, se emplea con agujas de titanio. Debido a la práctica clínica, las agujas se han ido deteriorando llegando a un punto en el que su uso ha resultado imposible. Las casas comerciales no aportan una solución de continuidad, por lo que en diciembre de 2024 se evaluó la sustitución algunas de ellas por agujas plásticas romas, resultando

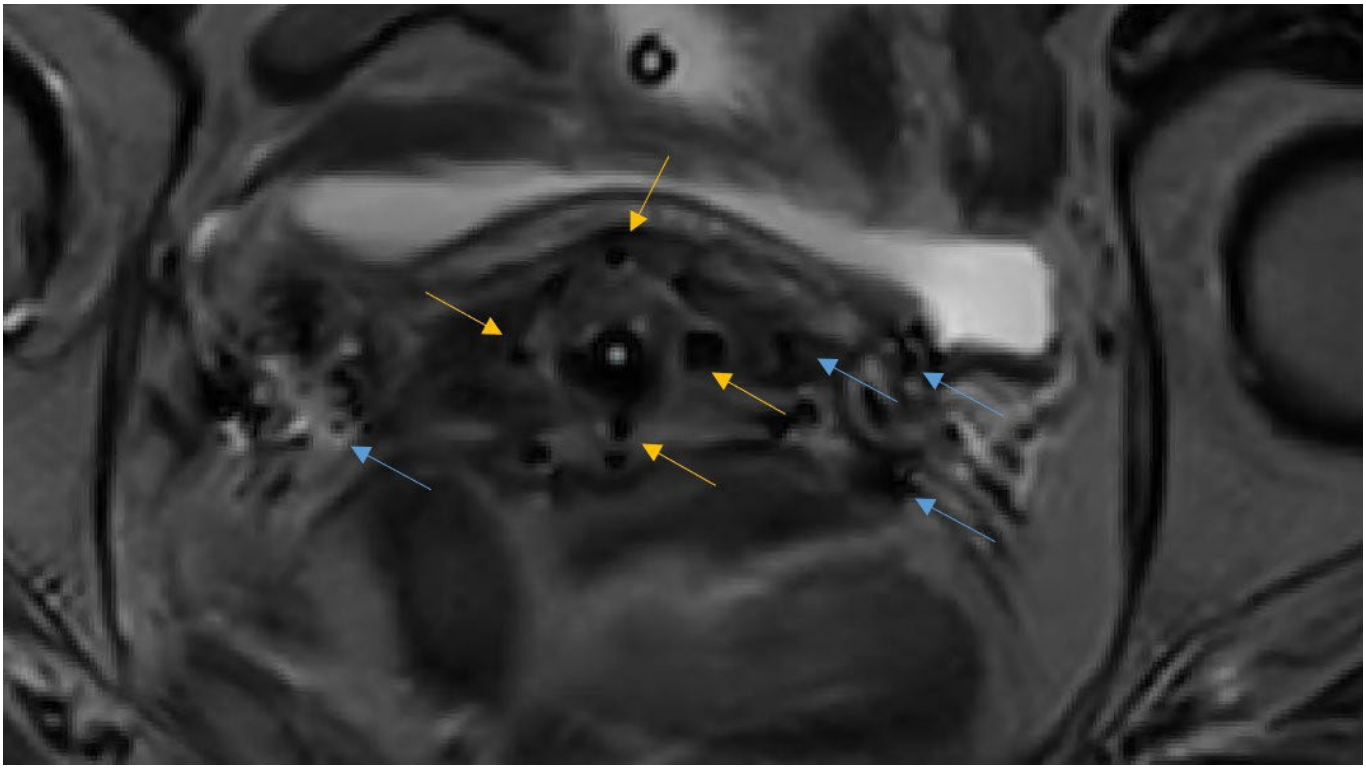
un implante mixto de agujas de titanio y plásticas. Los problemas que se podrían derivar de dicha sustitución son dos: una mala visibilidad de las agujas y una desviación grande de las agujas plásticas. El resultado de este trabajo es la presentación del resultado obtenido.

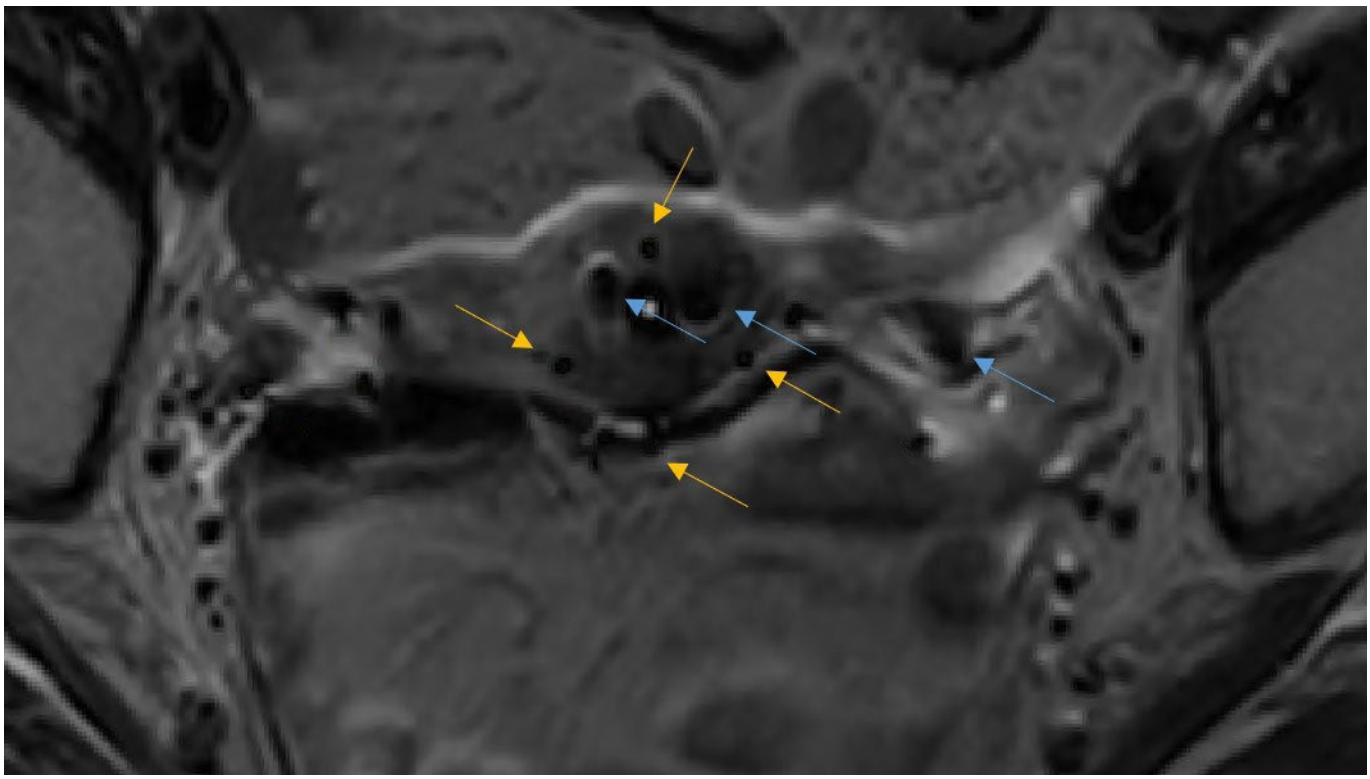
MATERIAL Y MÉTODOS

Una paciente se ha sometido a un implante de Template Benidorm con una combinación de 4 agujas plásticas alrededor de la sonda vaginal y 16 agujas de titanio. La imagen de resonancia magnética fue tomada con un equipo Ingenia Elition 3T (Philips, Amsterdam, Países Bajos) de 3 Teslas, su planificación se realizó con Oncentra (Elekta, Estocolmo, Suecia) y su tratamiento se llevó a cabo con el afterloader Flexitron (Elekta, Estocolmo, Suecia).

RESULTADOS

En las imágenes 1 y 2 pueden verse dos cortes axiales del implante. En amarillo se señalan las agujas plásticas mientras que en azul se hace lo propio con las agujas metálicas de titanio.





DISCUSIÓN

Los resultados cualitativos han sido satisfactorios, puesto que las agujas de plástico, pese a la gran profundidad a la que se insertan, no han sufrido grandes desviaciones, uno de los temores antes de realizar el implante. Su visibilidad, como era de esperar tras su experiencia en implantes tipo Utrecht, es buena. Cabe destacar, como se ve en la imagen 2, la diferencia entre el artefacto de elipse de las agujas de titanio y la ausencia de este en las agujas plásticas.

CONCLUSIONES

A tenor de los resultados, se demuestra que la sustitución de agujas de titanio por agujas plásticas, dada la imposibilidad de conseguir las primeras, es posible. En nuestro caso, únicamente se han sustituido aquellas que van alrededor de la sonda vaginal ya que esta hace de guía. Faltaría por estudiar si aquellas agujas que no tienen una guía sufren una desviación excesiva imposibilitando de esa manera su sustitución.

CARACTERIZACIÓN DE LOS APLICADORES TULIP RING PARA BRAQUITERAPIA GINECOLÓGICA CON COMPONENTE INTERSTICIAL E IMAGEN POR RM

Veiguela Prado, G. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Rodríguez Latorre, D. (1)
(1) Hospital Universitario Central de Asturias

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia de alta tasa ginecológica en ocasiones requiere de una componente intersticial para impartir un tratamiento óptimo. En este estudio se utilizan los accesorios TULIP (Bebig Medical) que junto el anillo endocavitario de MICK permiten realizar este tipo de tratamientos. El objetivo es evaluar si las modalidades de imagen de TC y/o RM son válidas para determinar la profundidad de las agujas con las cuatro configuraciones posibles de agujas del TULIP para el anillo (LCF013-10-01, LCF013-10-02, LCF013-10-03 y LCF013-10-04) y validar la librería de aplicadores del TPS para los TULIP.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las imágenes se han adquirido con el aplicador en un recipiente lleno de agua y se han usado marcadores fiduciales dentro de las agujas para las imágenes de CT. La separación entre cortes de las adquisiciones en 3D de RM es de 1mm y en las de CT es de

2mm. Los parámetros que se evalúan son la longitud de aguja que insertamos en cada uno de los diez canales de los que dispone el aplicador, comparando la longitud nominal con la que medimos en cada una de las secuencias de imágenes. Se importaron las imágenes al TPS SagiPlan 2.2, donde se midieron las longitudes de aguja en CT y RM. Para las imágenes de resonancia, medimos la aguja desde la punta que vemos a la superficie del TULIP, mientras que para las imágenes de CT, localizamos la punta de la aguja usando la librería de aplicadores y colocando la primera posición de parada sobre el primer marcador fiducial y midiendo la longitud desde la punta del aplicador a la superficie del TULIP. También se evalúan las diferencias observadas en la longitud medida entre ambos tipos de adquisición de imagen y las correcciones que hay realizar a las plantillas del TPS.

RESULTADOS

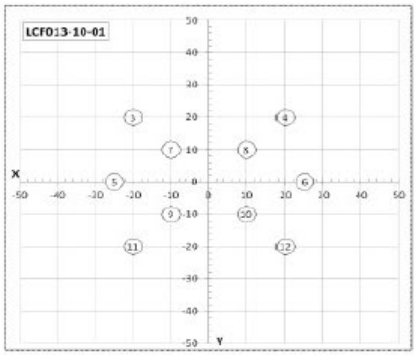
Se han analizado 40 posiciones distintas de las agujas y se ha comprobado que la diferencia entre la longitud medida en imágenes de RM y en TC es menor o igual a 1.7mm en 36 de ellas, observándose unas diferencias de 2.1, 4.0, 3.2 y 2.5mm en cuatro posiciones. Para la configuración LCF013-10-01 se obtiene una diferencia media de 1.2mm y una desviación estándar de 0.6mm. Para la configuración LCF013-10-02 se obtiene una diferencia media de 0.0mm y una desviación estándar de 1.5mm. Para la configuración LCF013-10-03 se obtiene una diferencia media de 0.4mm y una desviación estándar de 0.5mm. Para la configuración LCF013-10-04 se obtiene una diferencia media de 1.0mm y una desviación estándar de 1.2mm. Además las correcciones tanto de desplazamiento como angulares realizadas respecto a la plantilla son mínimas.

CONCLUSIONES

Las secuencias de CT y RM utilizadas son adecuadas para determinar la profundidad de inserción de las agujas con los aplicadores TULIP para el anillo de MICK. La plantilla de la librería de aplicadores del TPS se ha verificado para su uso clínico.

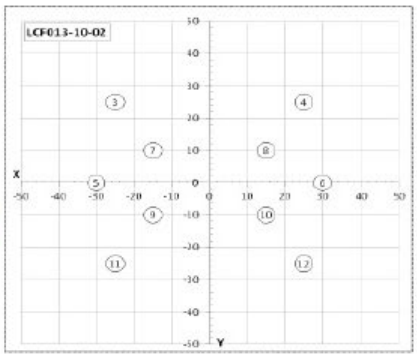
LCF013-10-01

Canal	Longitud Nominal (cm)	Longitud RM (cm)	Longitud CT (cm)	Δ Nom-RM (mm)	Δ Nom-CT (mm)	Δ RM-CT (mm)
3	4.0	3.85	3.99	1.5	0.1	-1.4
5	4.0	3.89	4.03	1.1	-0.3	-1.4
7	4.0	3.92	3.92	0.8	0.8	0
9	4.0	3.84	4.05	1.6	-0.5	-2.1
11	4.0	3.92	3.94	0.8	0.6	-0.2
4	4.0	3.92	4.01	0.8	-0.1	-0.9
6	4.0	3.95	4.07	0.5	-0.7	-1.2
8	4.0	3.93	4.08	0.7	-0.8	-1.5
10	4.0	3.92	4.09	0.8	-0.9	-1.7
12	4.0	3.94	4.08	0.6	-0.8	-1.4
			Media (mm)	0.9	-0.3	-1.2
			SD (mm)	0.4	0.6	0.6
			Min (mm)	0.5	-0.9	-2.1
			Max (mm)	1.6	0.8	0.0



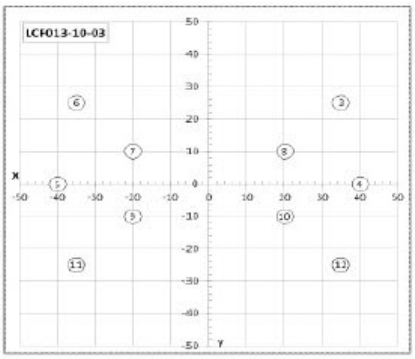
LCF013-10-02

Canal	Longitud Nominal (cm)	Longitud RM (cm)	Longitud CT (cm)	Δ Nom-RM (mm)	Δ Nom-CT (mm)	Δ RM-CT (mm)
3	4.0	3.75	3.65	2.5	3.5	1.0
5	4.0	3.80	3.67	2.0	3.3	1.3
7	4.0	4.00	3.90	0.0	1.0	1.0
9	4.0	4.00	4.05	0.0	-0.5	-0.5
11	4.0	3.75	3.75	2.5	2.5	0.0
4	4.0	3.58	3.50	4.2	5.0	0.8
6	4.0	3.70	4.10	3.0	-1.0	-4.0
8	4.0	4.00	4.00	0.0	0.0	0.0
10	4.0	4.00	4.05	0.0	-0.5	-0.5
12	4.0	4.00	3.95	0.0	0.5	0.5
			Media (mm)	1.4	1.4	0.0
			SD (mm)	1.6	2.1	1.5
			Min (mm)	0.0	-1.0	-4.0
			Max (mm)	4.2	5.0	1.3



LCF013-10-03

Canal	Longitud Nominal (cm)	Longitud RM (cm)	Longitud CT (cm)	Δ Nom-RM (mm)	Δ Nom-CT (mm)	Δ RM-CT (mm)
3	4.0	4.13	4.15	-1.3	-1.5	-0.2
5	4.0	3.94	3.92	0.6	0.8	0.2
7	4.0	4.00	4.00	0.0	0.0	0.0
9	4.0	4.05	4.15	-0.5	-1.5	-1.0
11	4.0	4.12	4.25	-1.2	-2.5	-1.3
4	4.0	4.10	4.20	-1.0	-2.0	-1.0
6	4.0	4.00	4.00	0.0	0.0	0.0
8	4.0	4.05	4.05	-0.5	-0.5	0.0
10	4.0	4.20	4.20	-2.0	-2.0	0.0
12	4.0	4.07	4.10	-0.7	-1.0	-0.3
			Media (mm)	-0.7	-1.0	-0.4
			SD (mm)	0.8	1.1	0.5
			Min (mm)	-2.0	-2.5	-1.3
			Max (mm)	0.6	0.8	0.2



LCF013-10-04

Canal	Longitud Nominal (cm)	Longitud RM (cm)	Longitud CT (cm)	Δ Nom-RM (mm)	Δ Nom-CT (mm)	Δ RM-CT (mm)
3	4.0	3.80	3.86	2.0	1.4	-0.6
5	4.0	3.70	3.70	3.0	3.0	0.0
7	4.0	3.96	4.00	0.4	0.0	-0.4
9	4.0	4.06	4.22	-0.6	-2.2	-1.6
11	4.0	3.97	4.05	0.3	-0.5	-0.8
4	4.0	3.80	3.73	2.0	2.7	0.7
6	4.0	4.05	4.37	-0.5	-3.7	-3.2
8	4.0	3.98	4.23	0.2	-2.3	-2.5
10	4.0	3.93	4.00	0.7	0.0	-0.7
12	4.0	3.93	4.00	0.7	0.0	-0.7
			Media (mm)	0.8	-0.2	-1.0
			SD (mm)	1.2	2.2	1.2
			Min (mm)	-0.6	-3.7	-3.2
			Max (mm)	3.0	3.0	0.7

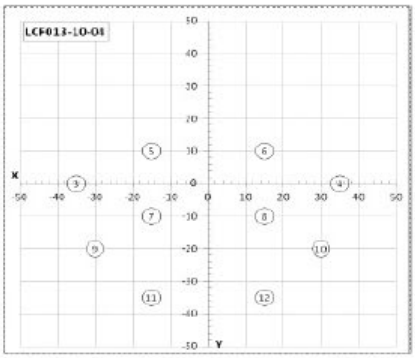


Tabla 1: Longitud nominal y medida de las agujas en las imágenes de RM y CT, (Δ) diferencias entre estas longitudes para cada canal y media, desviación estándar, valores mínimos y máximos de las diferencias para cada configuración del TULIP. Se han sombreado las diferencias por encima de 2mm para las longitudes medidas en imágenes de CT y RM. Los gráficos muestran la configuración de las agujas para cada modelo de TULIP

PROCEDIMIENTO PARA CUANTIFICAR LA ROBUSTEZ DE UN PLAN DOSIMETRICO EN BRAQUITERAPIA HDR

Gonzalez Vecin, I. J. (1); Cipitria Herrero, J. (2); Cabañas Lobato, L. (1); Ruíz Egea, E. (2); Bouzón Salcines, B. (2)
(1) Hospital General de Fuerteventura; (2) Hospital Universitario de Gran Canaria Dr Negrín

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) es un tratamiento complejo que integra múltiples etapas, incluyendo imagen diagnóstica, reconstrucción de agujas, contorneo del volumen de tratamiento y órganos de riesgo, dosimetría y administración del tratamiento.

Esta técnica está sujeta a incertidumbres aleatorias y sistemáticas, las cuales deben considerarse cuidadosamente debido a su impacto en las altas distribuciones de dosis y los elevados gradientes característicos de la dosimetría en braquiterapia HDR.

En este estudio, se propone un formalismo para evaluar la robustez de un tratamiento de braquiterapia en función de las incertidumbres inherentes a cada etapa del procedimiento. La metodología consiste en desplazar aleatoriamente las posiciones de tratamiento dentro de un rango correspondiente a la incertidumbre máxima del proceso completo.

Para evaluar el impacto de estas variaciones, se calcularán dos matrices de dosis:

La matriz original de dosis basada en las posiciones nominales de la fuente.
La matriz modificada considerando el desplazamiento aleatorio dentro del margen de incertidumbre.
Ambas matrices serán analizadas mediante histogramas dosis-volumen (DVH) y la función gamma, proporcionando una comparación cuantitativa del efecto de las incertidumbres en la distribución de dosis.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se desarrolló una serie de scripts en Python para realizar los siguientes cálculos:

- Generación de la matriz tridimensional de distribución de dosis para una fuente de Ir-192, utilizando el formalismo TG-43.
- Cálculo de la matriz de dosis acumulada por la contribución de múltiples posiciones de parada de la fuente en el espacio.
- Simulación del efecto de la incertidumbre mediante el desplazamiento aleatorio de las posiciones originales de la fuente, empleando un módulo con función random y los valores estimados de incertidumbre del proceso de braquiterapia.
- Módulo de comparación de los histogramas dosis-volumen (DVH) en una región rectangular alrededor de las posiciones de parada y la función gamma entre las matrices de dosis originales y modificadas, permitiendo evaluar la robustez del tratamiento ante las variaciones introducidas.

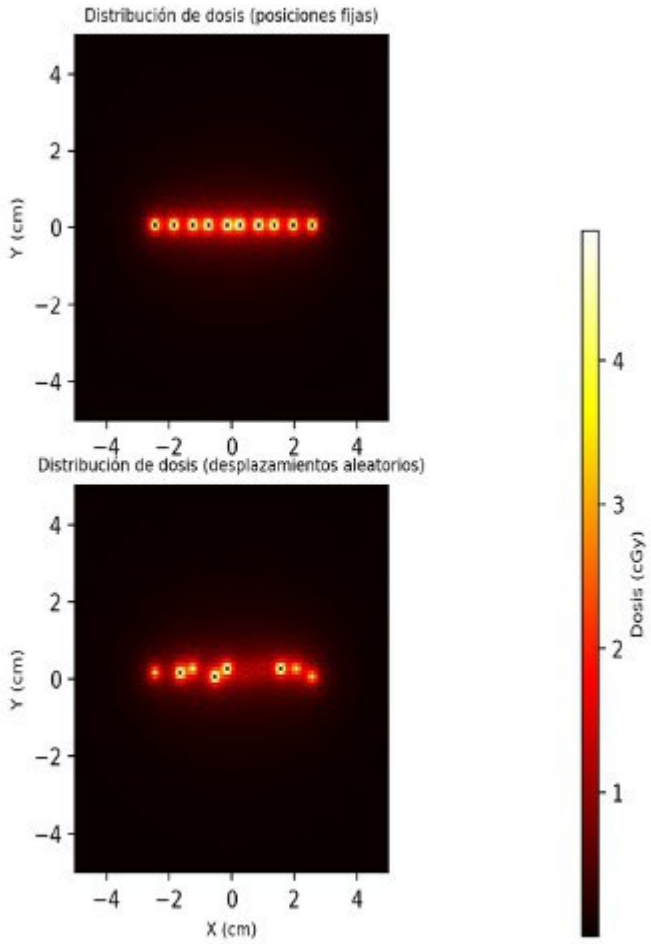


Fig1-Generación de las matrices de dosis, la original y la modificada en los puntos de parada de fuente en una distancia, aleatoria, de 0.5 mm

DISCUSIÓN

Se evidencia que las incertidumbres en braquiterapia HDR, del orden de milímetros, generan modificaciones no deseadas en la distribución de dosis. Estas alteraciones han sido observadas tanto en los histogramas dosis-volumen (DVH) de una región contenida en una matriz de (10,2,5) cm como en la evaluación gamma de la distribución de dosis.

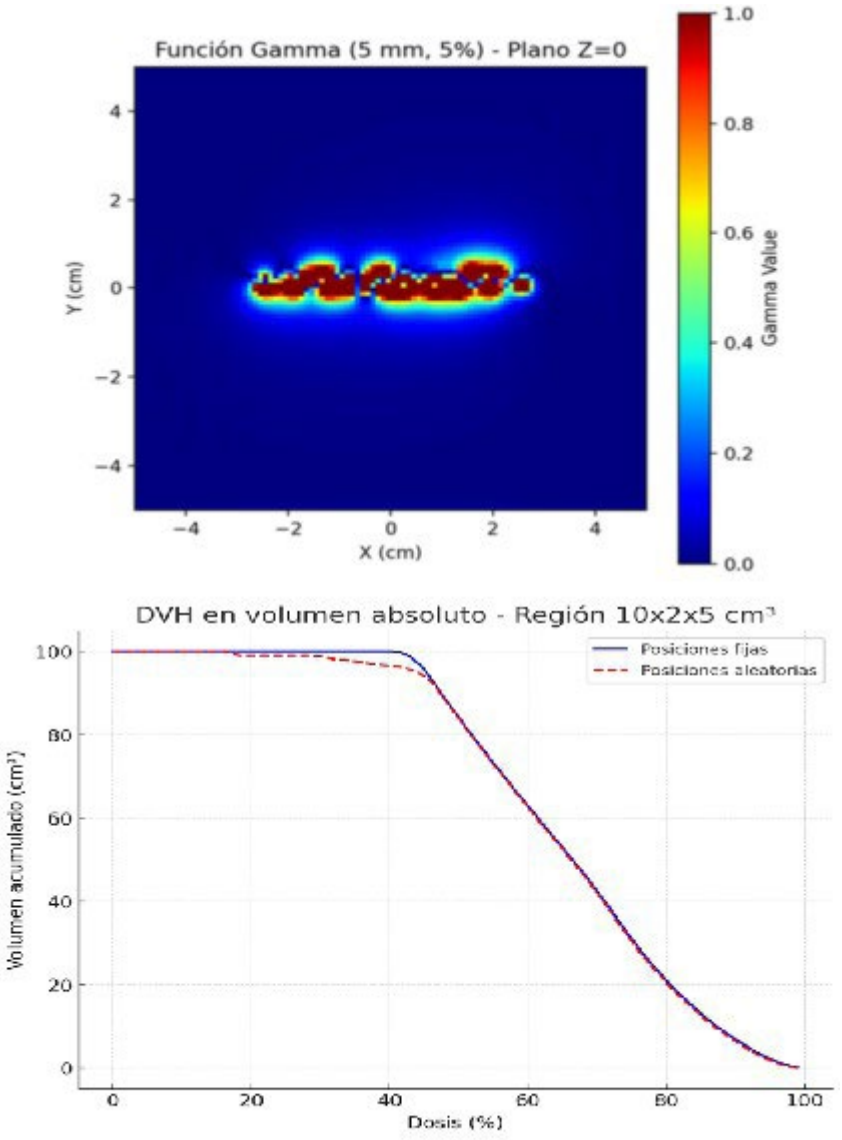


Fig2-Comparación de DVH y función Gamma para las matrices de dosis, original y la afectada por incertidum

CONCLUSIONES

Se ha propuesto un nuevo método para evaluar y garantizar la robustez de un tratamiento de braquiterapia HDR, considerando las incertidumbres inherentes al procedimiento. Los análisis realizados han permitido identificar variaciones en la distribución de dosis. Sería conveniente explorar la correlación entre la distribución de tiempos de parada y la robustez del tratamiento mediante esta metodología.

GUÍA PARA EL TRATAMIENTO COMBINADO DE RADIOTERAPIA EXTERNA CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE CÉRVIX

Rivas Morales, J. J. (1); Carrascosa Fernández, C. B. (1); Zambrano Salas, E. (1); Ruiz Garcia, E. (1)
(1) HGUCR

INTRODUCCIÓN

Actualmente la forma más recomendada de abordar el tratamiento de cérvix, desde el punto de vista de radioterapia, es el tratamiento propuesto por la Universidad de Viena consistente en una primera fase de radioterapia externa (RTE) de 25 fracciones de 1,8 a 2 Gy/fracción y a continuación 4 fracciones de 7Gy/fracción de braquiterapia de alta tasa (HDR)

Dicho tratamiento implica algunas consideraciones si se quiere realizar una valoración global del tratamiento, al tratarse con esquemas de fraccionamiento de dosis diferentes en cada una de las fases y ser tecnicas diferentes.

Las guías clínicas indican que el 90% del volumen del CTV debería llevarse en conjunto (RTE y HDR) entre 85-90Gy en el esquema de EQD2. Referente a los órganos de riesgo se aconseja que los 2 cc más expuestos, no sobrepasen en EQD2 los 90 Gy para la vejiga, y los 75 Gy en EQD2 para vagina, sigma, recto e intestino.

En este trabajo se presenta una hoja de cálculo Excel que sirve como guía a la hora de evaluar la segunda fase del tratamiento (HDR).

MATERIALES Y METODOS

A partir de los cálculos obtenidos en RTE conocemos las dosis en el CTV y en los órganos de riesgo que se tendrán en cuenta a la hora de evaluar el tratamiento de HDR en cada una de las fracciones.

Teniendo en cuenta los objetivos y límites que se deben alcanzar en el tratamiento global, la hoja de cálculo Excel nos facilita:

- Conocer la dosis de cobertura del 90% de volumen del CTV para alcanzar los 85-90 Gy en EQD2 en el tratamiento global.
- Las dosis límite por fracción de HDR en los 2cc de cada órgano de riesgo.

Los valores alfa/beta utilizados para el cálculo de EQD2 son de 3 para los órganos de riesgo y de 10 para el CTV.

CONTROL ORGANOS DE RIESGO Y CTV EN BRAQUITERAPIA

Externa	
Fracciones	25
Dosis por fx	1,80 Gy
Dosis total	45,00 Gy

Braquiterapia	
Fracciones	4
Dosis por fx	7,00 Gy
Dosis total	28,00 Gy

Nombre	ID

RF	
ORT	

Órgano	Externa		Braquiterapia		Externa + Braquiterapia	
	DBE	DQ2	DBE	DQ2	DBE	DQ2
CTV	53,10 Gy	44,25 Gy	47,60 Gy	39,67 Gy	100,70 Gy	83,92 Gy
Vejiga	72,00 Gy	43,20 Gy	93,33 Gy	56,00 Gy	165,33 Gy	99,20 Gy
Recto	72,00 Gy	43,20 Gy	93,33 Gy	56,00 Gy	165,33 Gy	99,20 Gy
Sigma	72,00 Gy	43,20 Gy	93,33 Gy	56,00 Gy	165,33 Gy	99,20 Gy
Intestino	72,00 Gy	43,20 Gy	93,33 Gy	56,00 Gy	165,33 Gy	99,20 Gy
Punto RV	72,00 Gy	43,20 Gy	93,33 Gy	56,00 Gy	165,33 Gy	99,20 Gy

EQD2 requerida (Externa + BQ) en el 90% de volumen		Dosis requerida por fx de BQ	Fracción 1	Fracción 2	Fracción 3	Fracción 4
CTV	85 Gy	7,13 Gy				
	90 Gy	7,74 Gy				
	95 Gy	8,31 Gy				

EQD2 límite (Externa + BQ) en 2cc		Dosis límite por fx de BQ	Fracción 1	Fracción 2	Fracción 3	Fracción 4
Vejiga	80 Gy	5,45 Gy				
	90 Gy	6,29 Gy				
Recto	65 Gy	3,93 Gy				
	75 Gy	4,98 Gy				
Sigma	70 Gy	4,48 Gy				
	75 Gy	4,98 Gy				
Intestino	70 Gy	4,48 Gy				
	75 Gy	4,98 Gy				
		Fecha				

OBSERVACIONES

FIGURA 1. *Imagen de la guía para el tratamiento de Cérvix.*

RESULTADOS

La hoja ha servido para facilitar al oncólogo radioterápico la revisión del tratamiento anterior y acumulado durante el transcurso de la fase de HDR.

DISCUSIÓN

Esta guía ha demostrado ser útil, no solo a la hora de planificar los tratamientos en HDR, sino como un sistema de seguimiento del tratamiento para ir comprobando si se van cumpliendo tanto los objetivos como los límites en cada fracción.

CONCLUSIÓN

Al utilizar esta herramienta se ha permitido tener una idea de los objetivos a cumplir antes de comenzar la fase de HDR, así como una realizar una planificación más guidada y planificada. Por último facilita el registro de todo el tratamiento en un solo documento.

REFERENCIAS

Radiobiological considerations in combining doses from external beam radiotherapy and brachytherapy for cervical cancer. Reports of Practical Oncology and Radiotherapy, 2018-11-01, Volumen 23

Clinical outcome of protocol based image (MRI) guided adaptive brachytherapy combined with 3D conformal radiotherapy with or without chemotherapy in patients with locally advanced cervical cancer. Radiother Oncol 2011; 100: pp. 116-123

PLAN VIRTUAL VS PLAN TRATAMIENTO EN BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA DE ALTA TASA

Bayón Llera, J. (1); Eugui Martínez, R. (1); Segura Arribas, S. (1); Polo Cezón, R. (1); Medina Céspedes, M. D. (1); García Rescalvo, A. (1); Ortiz López, R. (1)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia de próstata de alta tasa se realiza en dos fases, inicialmente se realiza una adquisición ecográfica en 3D, sobre ella se contornea el PTV, los OAR y se decide la distribución de catéteres a utilizar, con esta distribución se realiza una planificación, llamada virtual. En la segunda fase se insertan los catéteres mientras se monitoriza y ajusta la posición de los mismos. Con esta configuración se repite la planificación. Se comparan las principales diferencias entre ambas planificaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

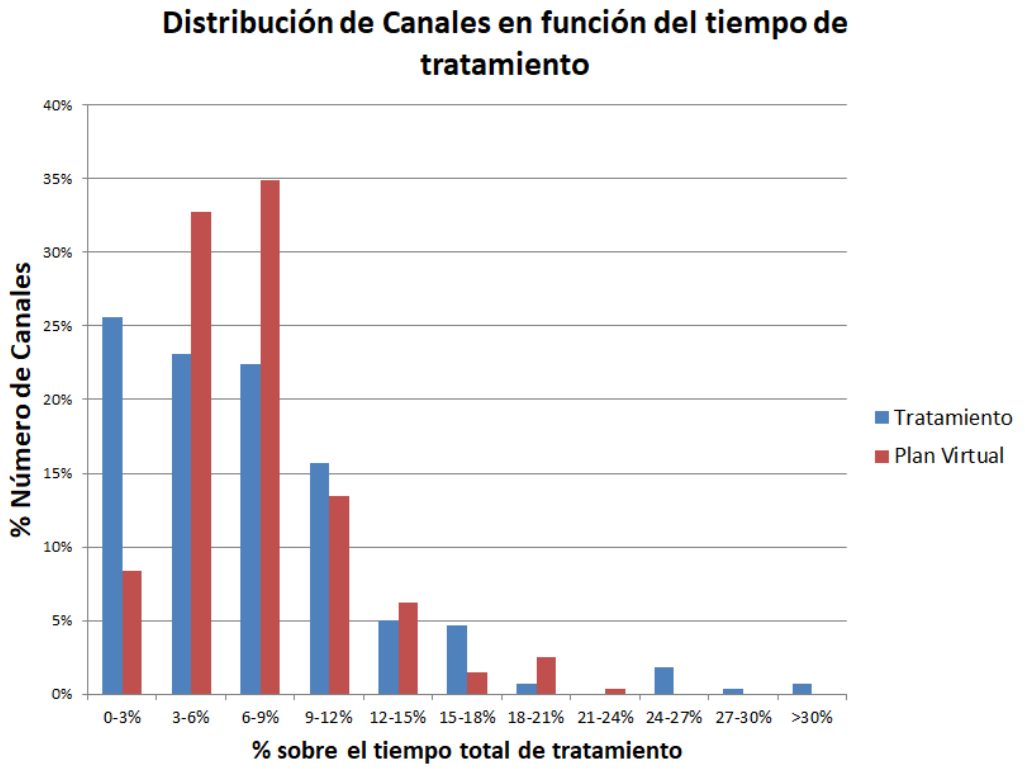
Se analizan, de manera retrospectiva, los planes de tratamientos e histogramas dosis-volumen de 20 tratamientos de Braquiterapia de Próstata de Alta Tasa. Estas planificaciones y tratamientos han sido realizadas por tres físicos y tres médicos diferentes con un equipo Flexitrón y planificador Oncentra Prostate (Elekta). Para cada planificación, virtual y de tratamiento, de cada paciente se obtienen los distintos indicadores: Volumen de la próstata, V100, V200, Tiempo de tratamiento, nº de canales y tiempo por canal.

RESULTADOS

Los valores obtenidos se muestran en la tabla adjunta. El volumen pintado fue modificado en 16 de los 20 tratamientos tras realizar la segunda adquisición ecográfica, con un aumento promedio de un 3.4%. El tiempo de tratamiento aumenta un 10% mientras que se mantiene prácticamente constante la cobertura del V100. Se observa que en 8 ocasiones se decidió añadir un catéter adicional mientras que en solo 2 se quitó algún canal por ser ineficiente.

	Promedio	Mínimo	Máximo
Variación Volumen (cc):	1,7 cc	-0,5 cc	5,2 cc
Variación T. Tratam. (%)	10,3 %	-4,0 %	29,3 %
Variación V100 (%)	0,5%	-2,6 %	11,9 %
Variación V200 (%)	9,9 %	4,8 %	13,8 %
Nº Canales	14	13	16
Añadir 1 Canal en 2ª Plan	8		
Quitar Canal en 2º Plan	2		

En el gráfico siguiente se muestra como se distribuyen la contribución de tiempos de los distintos catéteres. El tiempo medio por catéter, en una distribución uniforme, se sitúa en torno al 7%. En la planificación virtual los tiempos se reparten más entre todos los canales, mientras que en el plan de tratamiento aumentan el número de catéteres con contribuciones muy cortas, menos de un 3% del total y los que tienen una por encima del 25%.



DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Las diferencias entre la colocación real y teórica de los catéteres se reflejan en diferencias entre ambas planificaciones. Estas variaciones no son achacables a las modificaciones del PTV, que aunque por protocolo se ajusta en la segunda adquisición no experimenta una gran variación de volumen. Los valores de cobertura, así como los órganos de riesgo, no mostrados en este estudio, se mantienen en valores similares al ser el objetivo de la planificación, pero en muchos casos se hace a costa de aumentar los valores máximos, reflejados en el aumento del V200 del orden del 10%.

Para mantener los objetivos dosimétricos, se recurre frecuentemente, 40% de los casos estudiados, a introducir catéteres adicionales, por otro lado, el número de catéteres con tiempos de contribución muy pequeños aumenta. Esto responde normalmente a catéteres periféricos que durante su colocación se desplazan hacia el exterior. Esta escasa contribución se contrarresta aumentando la contribución de otros catéteres, y por lo tanto los máximos dosimétricos alcanzados en la próstata.

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEBIDO A INCERTIDUMBRES DE OBSERVADOR EN TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA CON APLICADORES COMS

Alcaide De Wandeleer, J. (1); Marin Ciocan, A. C. (2); Sanchez Paños, A. (1); Mártinez-Costa, R. (1); García Gil, R. (1); Feliciano-Sánchez, A. (1); Celada Álvarez, F. (1); Pérez-Calatayud, M. J. (1); Berenguer Francés, M. A. (1); Lliso Valverde, F. (1); Carmona Meseguer, V. (1); Pérez-Calatayud, J. (1)

(1) Hospital Universitario y Politecnico La Fe; (2) Hospital Ascires

En el tratamiento de melanomas oculares mediante placas COMS con semillas de I-125 habitualmente se siguen las recomendaciones de la American Brachytherapy Society (ABS), con una dosis de prescripción de 85 Gy COMS en el ápex del tumor. La actividad de las semillas se selecciona de modo que la tasa de dosis en esclera no exceda los 5 Gy/h y que la duración aproximada de tratamiento sea de 96 horas. Este protocolo permite que el tratamiento sea administrado dentro de la semana laboral y la colocación y retirada del implante se realice por la mañana.

Dados el alto gradiente de dosis y alta tasa de dosis, incertidumbres en la medición del tamaño del tumor y la duración del tratamiento pueden implicar variaciones potencialmente significativas en la dosis administrada.

En este estudio retrospectivo, evaluamos el impacto dosimétrico de las incertidumbres asociadas con la determinación del ápex del tumor debido a variaciones inter- e intra-observador.

El estudio se ha basado en treinta pacientes de melanoma ocular, originalmente tratados con implantes COMS de semillas de I-125 en el Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, utilizando el TPS Plaque Simulator.

Para cada paciente, el oftalmólogo senior (OS) realizó dos medidas del ápex del tumor utilizando un ecógrafo, con el fin de evaluar las incertidumbres intra-observador. Otros dos oftalmólogos experimentados (O1 y O2) realizaron una medición adicional para evaluar las incertidumbres inter-observador. Las dosis para cada profundidad del ápex se compararon con la dosis obtenida para la media de las medidas del OS.

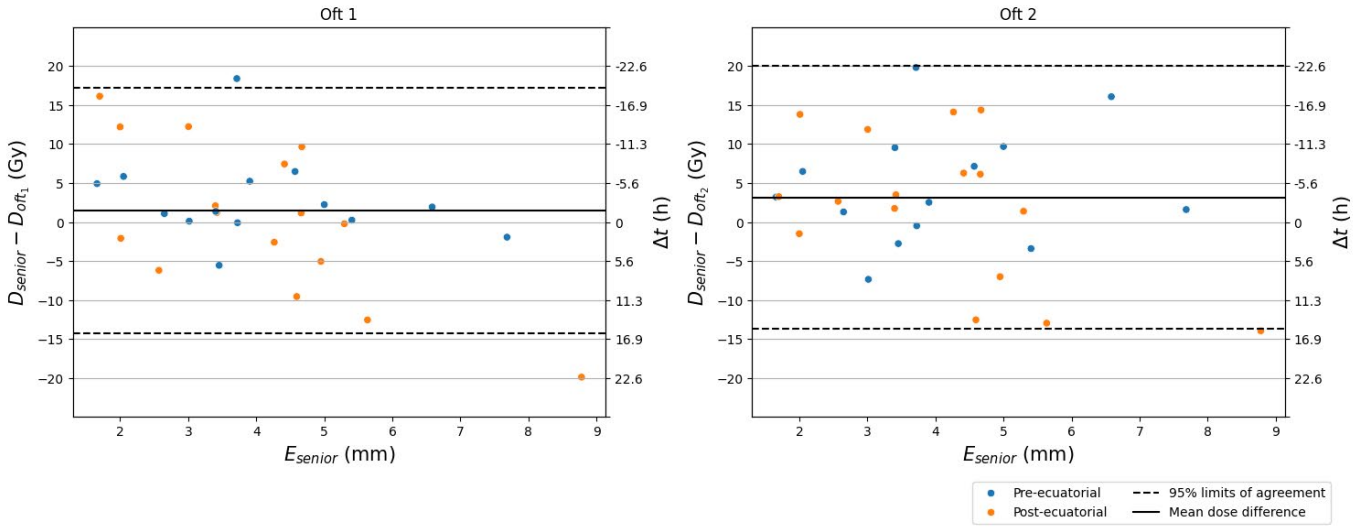
La replanificación se realizó utilizando la media de las dos medidas del OS. El punto de prescripción de dosis se definió en el ápex para tumores con una altura superior a 5 mm, con un margen adicional de 1 mm en tumores más pequeños (protocolo actual en Hospital La Fe). La dosis se calculó siguiendo el protocolo COMS y considerando cada semilla como fuente lineal. Se evaluó la dosis a diferentes profundidades y se interpoló a valores intermedios para determinar la dosis en la profundidad de prescripción de cada observador.

Para las medidas intra- (OS), se obtuvo una diferencia de dosis media de 0.4±14.9 Gy (k=2), con valores en el rango (-13.7 Gy, 15.8 Gy). Para el caso inter-observador, las diferencias de dosis medias obtenidas por los oftalmólogos experimentados fueron de 1.5±16.1 Gy para O1 y 3.1±17.2 Gy para O2, con valores en los rangos (-19.9 Gy, 18.4 Gy) y (-14 Gy, 19.8 Gy), respectivamente.

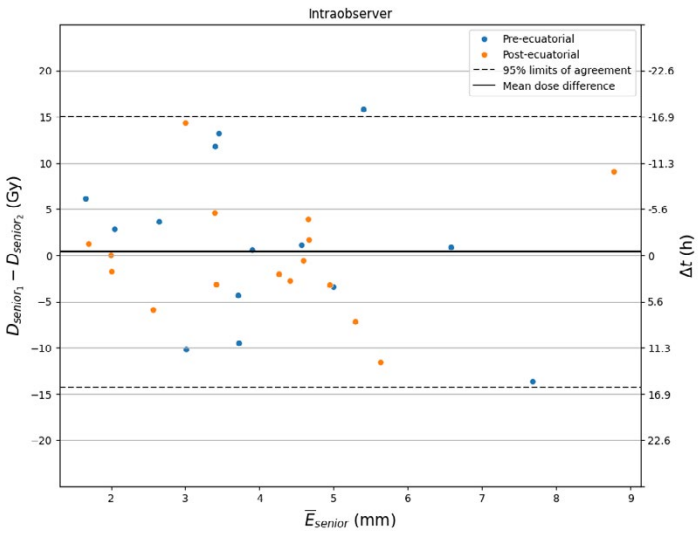
También se evaluó la trascendencia de estas diferencias en el tiempo total del tratamiento. Para medidas intra-observador (inter-observador), la diferencia de tiempo media es 0.4±17.2 h (1.7±18.2 h y 3.6±19.4 h para O1 y O2 respectivamente).

En conclusión, las discrepancias en las mediciones de la profundidad del tumor generan incertidumbres significativas en la dosis administrada y en consecuencia en el tiempo de tratamiento. Este ejercicio ha motivado la necesidad de un programa de consenso para intentar minimizarlas, a la vez que establecer un margen de tiempo realista para la retirada del implante.

Inter.



Intra.



COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE LA OPTIMIZACIÓN INVERSA Y LA OPTIMIZACIÓN DIRECTA EN LA BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS GUIADA POR RESONANCIA MAGNÉTICA PARA EL CÁNCER DE CUELLO UTERINO

De La Cruz González, M. (1); Pino-Sorroche, F. (2); Najjari, D. (2); Honorato Hernández, S. (2); Gracia, R. (2); Gullón, C. (2); Camba, F. (2); Benaches, L. (2); Picón, C. (2)

(1) Hospital Universitari de Bellvitge; (2) Institut Català d'Oncologia

OBJETIVO

Este estudio compara la optimización inversa mediante el algoritmo HIPO (Hybrid Inverse Planning Optimization) con la optimización directa (FO) en la braquiterapia de alta tasa de dosis guiada por resonancia magnética intracavitaria e intersticial para el cáncer de cuello uterino, centrándose en parámetros dosimétricos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se reoptimizaron 17 planes, optimizados previamente con optimización directa (FO), de braquiterapia HDR guiada por RM para cáncer de cuello uterino utilizando el algoritmo HIPO. Las restricciones dosis-volumen para la optimización con HIPO se derivaron empíricamente de un caso que involucraba seis agujas.

Durante la reoptimización, se conservaron las posiciones activas de los puntos de irradiación de la optimización directa, junto con los tiempos de irradiación para los ovoides y la sonda intrauterina. El algoritmo de planificación inversa se aplicó específicamente para ajustar los tiempos de irradiación de las agujas. El número medio de agujas utilizadas fue de seis (rango: 4–10). Los parámetros dosimétricos de las optimizaciones directa e inversa se compararon estadísticamente utilizando el test de rangos con signo de Wilcoxon.

RESULTADOS

La optimización con el algoritmo HIPO resultó en una dosis más alta al GTV residual (GTV_res) y CTV High Risk (CTV_HR) en comparación con la optimización directa (FO), mientras que la dosis en el CTV Intermediate Risk (CTV_IR) fue similar entre ambas estrategias (p=0.65). Los resultados de los parámetros dosimétricos comparando ambas optimizaciones se presentan en el Cuadro 1.

Parámetro dosimétrico	HIPO (%)	FO (%)	Valor-p Wilcoxon
GTV_{res} D98	133	124	0.312
CTV_{HR} D90	115	108	0.592
CTV_{HR} D98	98	90	0.005
CTV_{IR} D90	69	66	0.659
CTV_{IR} D98	56	52	0.648
Dosis punto Recto-vaginal	42	41	0.115
COIN	0.38	0.36	0.159
DNR	0.61	0.61	0.023
Relación tiempo de permanencia en agujas	0.19	0.19	0.015

Cuadro 1: Resultados dosimétricos medios obtenidos de la comparación (n=17) y resultados del test estadístico correspondiente.

HIPO mantuvo una dosis similar en el punto recto-vaginal, administrando el 42% y 41% de la dosis prescrita para HIPO y FO, respectivamente (p=0.115). La conformidad de los planes mejoró con HIPO, con un COIN de 0.38 en comparación con 0.36 para FO (p=0.159). Sin embargo, la relación entre el tiempo de irradiación de las agujas y el tiempo total de irradiación, así como el Índice de No Uniformidad (DNR), se mantuvieron entre las dos optimizaciones, en 0.19 (p=0.015) y 0.61 (p=0.023), respectivamente.

DISCUSIÓN

La aplicación de la optimización inversa mediante el algoritmo HIPO para calcular los tiempos de emisión en agujas genera planes comparables a los obtenidos con optimización directa. Sin embargo, el test de rangos con signo de Wilcoxon reveló diferencias

dosimétricas estadísticamente significativas entre ambas en parámetros específicos, como el D98 del CTV_HR, el índice de no uniformidad de dosis (DNR) y la proporción del tiempo de posiciones en agujas respecto al tiempo total.

La optimización con HIPO tiene el potencial de reducir el tiempo de planificación, lo que la convierte en una herramienta valiosa para mejorar la eficiencia en los flujos de trabajo de tratamiento.

CONCLUSIONES

La optimización inversa con HIPO produce planes comparables a FO, con mejoras en la cobertura del CTV_HR y la conformidad. HIPO es una herramienta prometedora para optimizar la braquiterapia HDR, reduciendo el tiempo de planificación sin comprometer la calidad dosimétrica.

USO DE UNA MATRIZ DE DIODOS 2D DE ALTA RESOLUCIÓN PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA

Comas Rodriguez, M. (1); Muñoz Montplet, C. (1); Jurado Bruggeman, D. (1)
(1) Institut Català d'Oncologia-Girona

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es evaluar la viabilidad del uso de una matriz de diodos 2D de alta resolución para el control de calidad de un equipo de braquiterapia electrónica y proponer métodos que incluyan esta herramienta.

MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo de braquiterapia utilizado fue el Elekta Xoft® y la matriz de diodos 2D fue la SRS MapCHECK®. La configuración consistió en colocar la fuente de rayos X en el brazo robótico del Elekta Xoft® y posicionarla sobre la matriz de detectores para irradiar en unas coordenadas determinadas.

Se adquirieron datos de las distribuciones de dosis para estudiar la reproducibilidad del sistema y su sensibilidad al posicionamiento, desplazando la fuente en un intervalo de ±5 mm respecto al centro de la matriz. Las distribuciones se compararon mediante la tasa de aprobación gamma (GPR, 1%/1 mm), calculada con la librería "pymedphys" de Python.

Se evaluó la sensibilidad a variaciones de dosis empleando el valor máximo de las distribuciones obtenidas para un intervalo de ±5% alrededor de una dosis base correspondiente a una irradiación de 60 s. Finalmente, se aplicó este método para evaluar la repetitividad de la dosis a lo largo de un mes.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Figura 1 muestra una distribución de dosis obtenida con la fuente situada en el centro de la matriz y un tiempo de irradiación de 60 s.

La reproducibilidad del sistema en GPR fue del 95'75%. En la práctica se estableció un umbral de GPR del 95%. Tal como muestra la Figura 2, la matriz es sensible a desviaciones en la posición de 1 mm. La simetría y el descenso relativamente estable del GPR indican la capacidad de este método para inferir dichas desviaciones. El método propuesto para el posicionamiento podría emplearse en situaciones clínicas, como por ejemplo para controlar la posición de la fuente dentro de un aplicador.

La linealidad del valor máximo de la distribución respecto a la dosis es de R^2=0'996, lo que demuestra que la resolución de la matriz es suficientemente sensible a variaciones de dosis, a pesar de los altos gradientes presentes. La repetitividad medida mediante este método a lo largo de un mes fue inferior al 1'6% en cuanto a error relativo respecto al promedio.

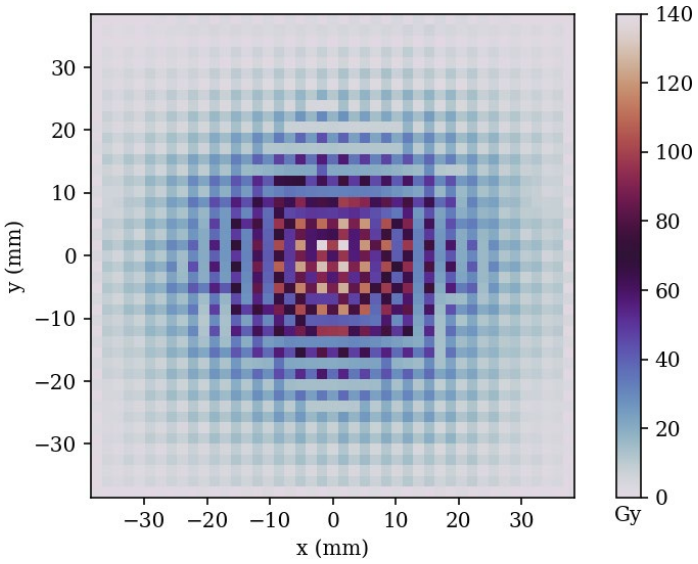
CONCLUSIONES

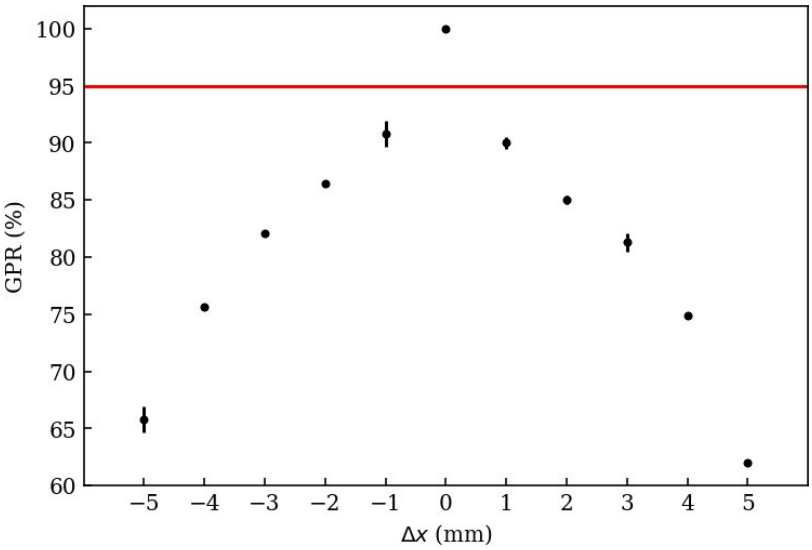
Hemos demostrado que el uso de una matriz de diodos 2D de alta resolución es suficientemente sensible para detectar variaciones en el posicionamiento y en la dosis de una fuente de braquiterapia electrónica.

Hemos aplicado el método propuesto para la dosis para controlar la repetitividad de la dosis a largo plazo.

El método propuesto para el posicionamiento podría emplearse para controlar la posición de la fuente dentro de un aplicador.

El uso de matrices de diodos 2D es una solución viable y efectiva para el control de calidad de un equipo de braquiterapia electrónica.





INTERCOMPARACIÓN DE DOS DISPOSITIVOS DE VERIFICACIÓN DE PLACAS DE RU-106

Gallego Castro, M. (1); Baeza Monedero, C. J. (1); Terrón León, J. A. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

INTRODUCCIÓN

En el tratamiento de tumores oftálmicos con aplicadores de Rutenio es necesario realizar una verificación independiente de la calibración de la fuente antes de su uso clínico, Real Decreto 1566/1998. El suministrador proporciona un certificado de calibración donde aparece el perfil de tasa de dosis en profundidad en agua, tanto en valor absoluto (mGy/min), como normalizado a la medida de 2mm de profundidad en agua.

Actualmente en el Hospital Universitario Virgen Macarena (HUVM) dichas medidas se hacen usando un alojamiento de fabricación propia donde se coloca la placa de Ru-106.

En este trabajo comparamos este sistema propio con un nuevo dispositivo de la compañía Bebig, llamado BetaCheck-106.

MATERIAL Y MÉTODO

Disponemos de 7 placas de Ru-106 con tamaños y formas distintas, para las cuales vamos a medir con ambos dispositivos la tasa de dosis en agua, desde 2mm hasta 10mm de profundidad.

Método 1, HUVM:

Colocamos la placa de Rutenio en el alojamiento propio, y usando una cuba de agua pequeña con servo milimétrico, un diodo para electrones Scanditronix EFD y electrómetro PTW Unidos E, se realizan las medidas a las distintas profundidades en agua.

Método 2, BetaCheck-106:



Utilizamos el dispositivo BetaCheck106, que se compone de dos tornillos micrométricos para ajustar la posición del detector, un diodo PTW T60017 unido a un electrómetro IBA DOSE2, un soporte específico para cada aplicador de Ru-106 y una esfera metálica de 8mm de diámetro que permite posicionar el detector a la distancia deseada.

El procedimiento de medida para ambos setups fue el mismo, recolectar la carga durante 60 segundos en cada posición y obtener la tasa de dosis usando los factores de calibración de cada uno de los conjuntos cámara-electrómetro.

RESULTADOS

A continuación, presentamos los resultados de la diferencia relativa media entre las medidas de tasa de dosis normalizada a la medida de 2 mm de profundidad para cada una de las posiciones y el certificado de calibración de las fuentes. Además, mostramos las diferencias de tasa de dosis para una distancia de 2mm desde la superficie de la fuente, que es considerado el punto de referencia en el certificado de calibración.

		Diferencia relativa media de la tasa de dosis en profundiad (%)	Diferencia entre de tasa de dosis nominal y medida a 2mm (%)
CCA	HUVM	0,36	-0,73
	BetaCheck-106	-0,24	-1,00
CCD	HUVM	1,21	0,85
	BetaCheck-106	0,27	-1,47
CCC	HUVM	-1,76	-3,35
	BetaCheck-106	-0,76	-1,96
CIA	HUVM	-1,23	-3,55
	BetaCheck-106	0,71	3,53
CIB	HUVM	0,68	-6,09
	BetaCheck-106	0,50	-0,23
COB	HUVM	1,85	-2,61
	BetaCheck-106	0,17	-2,55
COC	HUVM	-1,16	-1,87
	BetaCheck-106	-0,43	-1,56
TOTAL	HUVM	1,18%	2,72%
	BetaCheck-106	0,44%	2,44%

DISCUSIÓN

A pesar de que ambos sistemas muestran unos resultados similares, el dispositivo BetaCheck106 presenta una ligera ventaja en términos de exactitud y precisión. En ambos sistemas las diferencias se encuentran por debajo del 3% respecto al certificado de calibración, salvo para la placa CIA y CIB en el caso del sistema HUVM, y la fuente CIA en el caso de las medidas con BetaCheck106.

Estas diferencias mayores del 3% se deben principalmente a la dificultad de posicionar el detector a 2mm exactos del centro de unas placas que no tienen forma circular, ya que presentan un recorte para ser colocadas cerca de la córnea.

CONCLUSIONES

El sistema BetaCheck-106 cumple con el objetivo de disponer de un equipo robusto, preciso y exacto, que permite realizar las verificaciones necesarias para cumplir con los estándares de garantía de calidad en tratamientos de braquiterapia oftálmica.

COMPARATIVA DOSIMÉTRICA DE ACUROS™ FRENTE A TG43 EN BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX CON APLICADOR FLETCHER

Manzano Rodríguez, M. (1); Cabello Murillo, E. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Ferrando Sánchez, A. (1); Milanés Gaillet, A. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Adaimi Hernández, P. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Martín García, D. (1); Martín Fontán, M. (1); Moya Prados, D. (1)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia combinada vcon radioterapia externa es clave en el tratamiento de cáncer de cérvix. El estudio EMBRACE II proporcionado evidencia sobre la mejora de los resultados clínicos en cáncer de cérvix. Su éxito depende mucho del cálculo preciso de la distribución de dosis a administrar, minimizando riesgos de toxicidad en recto, vejiga y sigma.

En este contexto el formalismo TG-43 es estándar de cálculo de la dosis basado en factores geométricos simples y en medio infinito agua. Es útil pero presenta limitaciones, especialmente cuando con variaciones en la anatomía o con heterogeneidades en tejidos y aplicadores de braquiterapia. En el TG 186 se describen métodos de cálculo basados en modelos que tienen en cuenta estas heterogeneidades. Se evaluará la necesidad de implementar estos algoritmos, como el BrachyVision™ Acuros™ en tratamiento de cérvix con aplicador Fletcher.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se estudia 5 pacientes cuyo tratamiento consiste en la combinación de radioterapia externa (45 Gy, 18 Gy/fracción) y braquiterapia (28 Gy, 7 Gy/fracción) con aplicador Fletcher guiada por resonancia magnética.

Se calcula cada sesión de braquiterapia con el formalismo TG-43 y con el algoritmo Acuros™, con el cálculo de dosis en medio.

Los parámetros dosimétricos relevantes son los del estudio EMBRACE II: la cobertura del CTV HR se analiza con el D90 y D98. En vejiga, recto y sigma son importantes el D2cc y el D1cc. También se incluyen las dosis de los puntos A.

RESULTADOS

En la tabla 1 se observa que el formalismo TG-43 sobrestima la cobertura del CTV HR, la media de las diferencias respecto al Acuros™ es 3,93% en D90 y 4,15% en D98. Respecto a las dosis en los puntos A, el TG43 también la sobrestima, las diferencias tienen mayor dispersión, y están entre un 1,64% y un 3,15%. En los órganos de riesgo se encuentran diferencias similares a las anteriores, en recto el TG 43 sobrestima D2cc un 3,56% y D1cc un 3,61%, en vejiga el TG43 sobrestima D2cc un 4,77% y D1cc un 4,67%, y en sigma D2cc un 4,84% y D1cc un 4,85%.

FLETCHER (TG43 vs Acuros)		(EMBRACE II)	(4x700cGy) CTV HR								
Diferencias (%)		Objetivos de cobertura				Diferencias (%)	Objetivos de cobertura				
		CTV HR		Puntos A		Vejiga		Recto		Sigma	
Paciente	Sesión	D90 (%)	D98 (%)	A1 (%)	A2 (%)	D2cc (%)	D1cc (%)	D2cc (%)	D1cc (%)	D2cc (%)	D1cc (%)
1	1	4,03	4,34	4,19	4,47	4,05	4,08	5,17	4,86	3,57	3,17
	2	3,15	4,18	0,14	0,34	2,97	3,00	3,94	3,69	3,65	3,60
	3	4,18	4,73	3,30	3,57	3,71	3,76	4,61	4,35	3,54	3,35
	4	4,15	4,35	3,01	3,28	4,37	4,37	4,84	4,51	4,88	4,79
2	1	4,14	4,15	2,52	2,79	3,56	3,52	4,53	4,53	5,44	5,16
	2	3,45	3,28	0,48	-1,64	3,40	3,47	3,80	3,82	5,65	5,40
	3	3,91	3,89	5,30	3,68	3,40	3,55	4,79	4,67	4,14	6,48
	4	3,58	3,32	5,45	5,69	3,97	4,15	3,60	3,36	6,21	6,05
3	1	4,05	4,16	3,75	3,26	3,91	3,92	3,87	3,56	4,63	4,55
	2	4,02	3,98	-0,70	-8,40	3,38	3,52	4,60	4,60	4,26	4,23
	3	3,69	3,51	4,24	3,94	3,30	3,28	4,11	3,81	3,99	3,90
	4	3,68	3,87	2,40	-0,66	3,54	3,51	5,56	7,56	5,53	4,81
4	1	5,07	6,40	4,67	4,02	3,83	3,86	5,11	4,67	5,65	5,74
	2	3,63	3,68	2,18	3,21	3,67	3,74	4,89	4,76	5,04	5,05
	3	4,84	4,90	1,19	3,02	3,52	3,57	6,49	6,36	5,92	5,70
	4	3,68	3,48	2,48	2,95	3,45	3,54	5,39	5,20	4,64	4,57
5	1	4,08	5,24	7,20	-2,67	3,27	3,26	5,02	4,79	4,51	4,15
	2	3,10	3,21	3,75	4,94	3,10	3,67	4,97	4,86	4,51	5,26
	3	4,12	4,04	4,47	-6,07	3,17	3,15	5,37	5,25	4,73	4,69
	4	4,10	4,29	2,92	3,13	3,72	3,34	4,69	4,28	6,25	6,34
Media		3,93	4,15	3,15	1,64	3,56	3,61	4,77	4,67	4,84	4,85
Desviación típica		0,48	0,76	1,93	3,74	0,35	0,34	0,69	0,96	0,85	0,95

En la tabla 2 se muestran la media y el rango para cada parámetro dosimétrico analizado.

FLETCHER	(EMBRACE II)	(4x700cGy) CTV HR	4x800 cGy GTV Res	4x340 cGy CTV IR						
TG43	Objetivos de cobertura				Objetivos de OAR					
	CTV HR		Puntos A		Vejiga		Recto		Sigma	
	D90 (cc)	D98 (cc)	A1 (cGy)	A2 (cGy)	D2cc (cGy)	D1cc (cGy)	D2cc (cGy)	D1cc (cGy)	D2cc (cGy)	D1cc (cGy)
Media	761,585	630,62	522,61	515,005	557,825	617,47	419,915	480,335	287,82	323,025
Máximo	947,8	817,9	609,8	610,3	611,3	683,9	498,9	594,9	477,2	537,1
Mínimo	607,1	452,9	373	378	479,1	538,5	209,4	238,7	127,2	135,6
Acuros	Objetivos de cobertura				Objetivos de OAR					
	CTV HR		Puntos A		Vejiga		Recto		Sigma	
	D90 (cc)	D98 (cc)	A1 (cGy)	A2 (cGy)	D2cc (cGy)	D1cc (cGy)	D2cc (cGy)	D1cc (cGy)	D2cc (cGy)	D1cc (cGy)
Media	731,83	604,87	505,97	505,78	537,93	595,14	399,88	457,93	274,385	308,115
Máximo	910,7	786,1	589,7	575,6	587,9	657,1	475	566	459,8	511,9
Mínimo	576,3	423,9	357,2	362,8	462,8	519,8	200,8	229,6	119,3	127,4

DISCUSIÓN

En el paradigma actual de la braquiterapia de cérvix continúa utilizándose el formalismo TG-43. Con un Fletcher de titanio, sin tener en cuenta la heterogeneidad del mismo puede cambiar significativamente la distribución de dosis. Vemos que Acuros lo tiene en cuenta y la dosis de cobertura y de órganos de riesgo es un 3,5%-5% más baja. Es importante el seguimiento de estos datos por si estas diferencias pudieran tener relevancia clínica.

CONCLUSIÓN

La distribución de dosis con Acuros™ muestra diferencias importantes respecto al TG-43 en braquiterapia de cérvix con Fletcher. Sin embargo, con ambos se cumplen los criterios dosimétricos del EMBRACE II y es especialmente importante continuar analizando las posibles mejoras terapéuticas y repercusiones clínicas que este tipo de algoritmos pueden suponer.

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE BLINDAJE SOBRE UN APLICADOR GINECOLÓGICO PARA MODULACIÓN DE INTENSIDAD EN BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA EN CÁNCER DE CÉRVIX

Pallarés Ripollés, M. (1); González Pérez, V. (1); Oliver Gil, S. (2); Giménez Alventosa, V. (3); Lozares Cordero, S. (4); Angulo Santos, A. (1); Solla Bartual, C. (1); Crispín Contreras, V. (1)

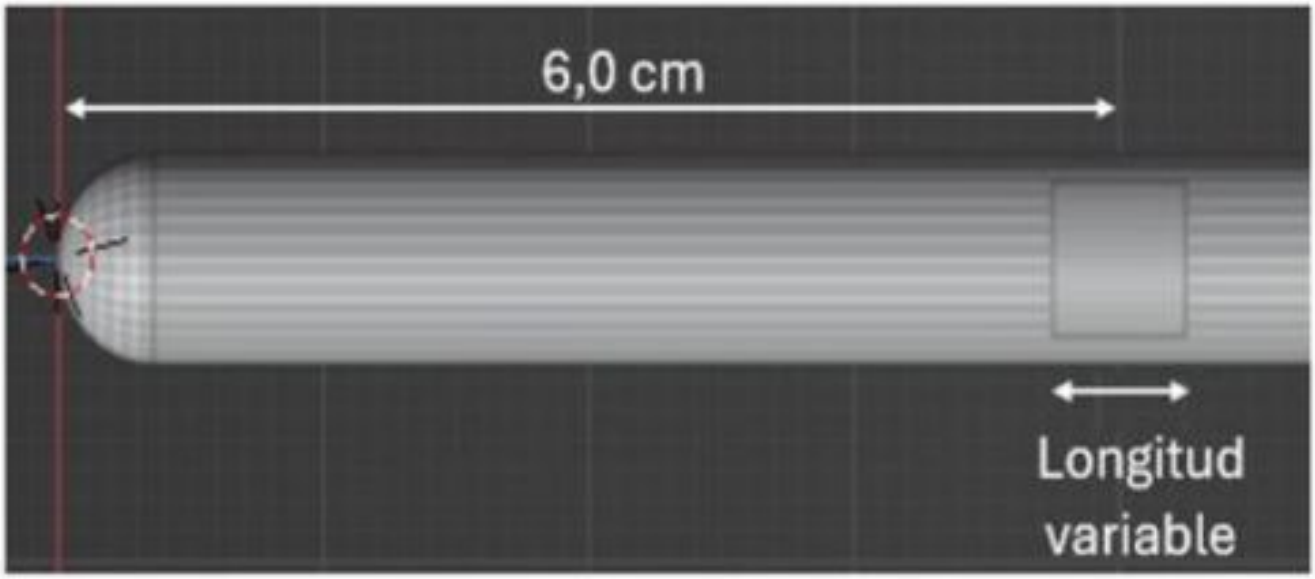
(1) Instituto Valenciano de Oncología; (2) Universitat Politècnica de València; (3) x; (4) Hospital Universitario Miguel Servet

INTRODUCCIÓN

En la braquiterapia de cérvix con Ir-192 es posible apoyarse en el uso de agujas intersticiales para una adecuada dosimetría en HR-CTV y órganos de riesgo. La braquiterapia electrónica (eBT) es una alternativa más accesible; sin embargo, queda limitada por la imposibilidad de usar la componente intersticial. En este trabajo se muestra el análisis preliminar para lograr un aplicador de eBT blindado en la dirección antero-posterior para deformar la dosis y alargarla lateralmente, consiguiendo una dosimetría similar a la lograda con agujas intersticiales. Así, se han realizado simulaciones Monte Carlo para evaluar la deformación de la dosis producida por un blindaje de estaño sobre el aplicador.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha partido de la geometría del aplicador cervical de Xoft. Mediante el programa Blender, se han realizado 39 combinaciones de distintas longitudes blindadas (4,0mm, 4,5mm y 5,0mm) y angulaciones (desde 60° a 120° cada 5°) del blindaje (Figura 1). Éste aplicador se ha situado dentro de un maniquí de agua para realizar simulaciones MonteCarlo con el código PenRed.

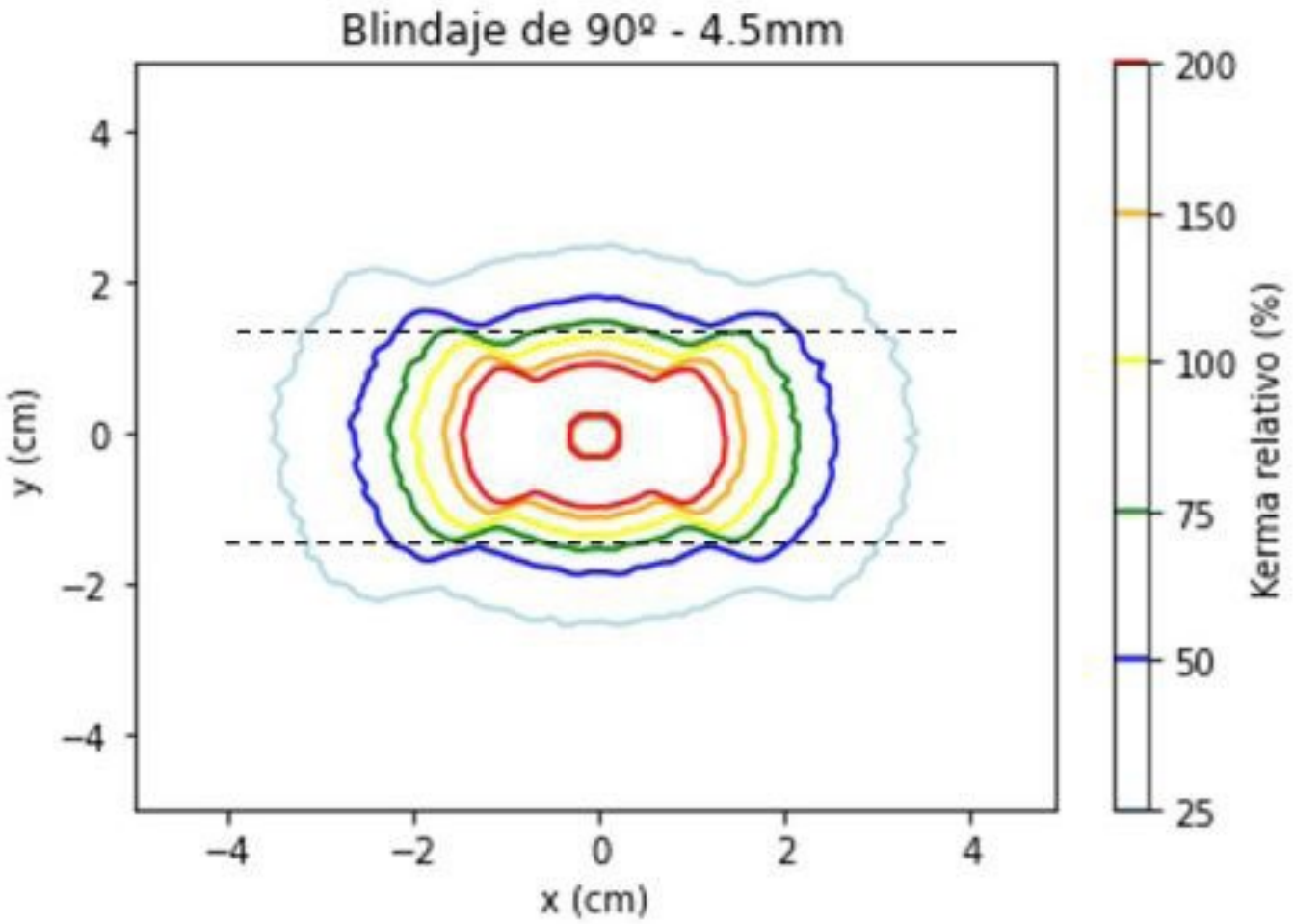

6,0 cm
Longitud
variable


Y
X
Angulación variable
Aire
Titanio
Blindaje

Para establecer un objetivo dosimétrico, se analizó una muestra de pacientes previa tratada con Ir-192 y agujas intersticiales que se simuló a posteriori con eBT y el aplicador de Xoft (Lozares et al, 2022). Se evaluó la deformación de las isodosis de 10 pacientes para los que no se lograron los objetivos dosimétricos con eBT mediante el cociente del kerma relativo entre el eje lateral y el AP a las distancias de 1, 2 y 3 cm en el corte axial más desfavorable dosimétricamente; y se fijó el objetivo de una atenuación del 50% en el eje AP.

RESULTADOS

Se consigue una atenuación aproximada del 50% al blindar con 0,10 mm de estaño. No se observan diferencias significativas en los cocientes de kerma de forma cuantitativa, por lo que se propone de forma cualitativa un blindaje de dos arcos de estaño que abarcan 90°, cuya dosimetría relativa normalizada a 2cm se muestra en la Figura 2.



DISCUSIÓN

Este trabajo se ha centrado en el estudio de una sola posición de la fuente blindada. Con una alternancia de posiciones blindadas – no blindadas se podría lograr la modulación deseada. Sin embargo, las incertidumbres en el posicionamiento de la fuente nos hacen descartar esa configuración.

Consideramos como solución para el prototipo final disponer de un conjunto más amplio de “camisas blindadas” de estaño con diferente longitud (en la región donde típicamente se clavarían las agujas intersiticiales) y espesor para acoplar al aplicador y obtener la deformación objetivo. Éstas podrían estimarse mediante una medida previa al implante usando ecografía transabdominal o transrectal. Esta aproximación lo haría adecuado para el uso en circunstancias de bajos recursos, con una planificación basada en la fusión de imágenes TAC-US.

CONCLUSIONES

Un blindaje de 0,1 mm de Sn ocupando un arco de 90° en las direcciones anterior y posterior de la fuente provoca un alargamiento lateral de la dosis que podría conducir a una dosimetría adecuada con eBT para pacientes con estadios avanzados de cáncer de cérvix.

VALIDACIÓN DEL USO DE LA MATRIZ OCTAVIUS 1000 SRS PARA LA EVALUACIÓN DEL PUNTO DE REFERENCIA DEL APLICADOR VALENCIA

Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernandez, M. J. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Pons Polo, G. (1); Mancha Mateos, P. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Márquez Pavo, L. (1); Baena Porras, M. (1); Rodriguez Alarcón, C. (1); Roberto Dominguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

El aplicador Valencia es un dispositivo de braquiterapia HDR diseñado para tratar lesiones en la piel, produciendo una distribución homogénea de dosis. Para lograr esta homogeneidad, es necesario que la fuente se coloque en un punto específico dentro del aplicador, punto que normalmente viene dado por el fabricante pero que es necesario validar. Esta comprobación se puede realizar de diversas maneras, aunque la más común es mediante el uso de películas radiocrómicas, debido a su alta resolución y a su fácil manejo.

El objetivo de este trabajo es validar un método alternativo para la evaluación de la homogeneidad en el aplicador Valencia, utilizando una matriz de cámaras de ionización, dispositivo ampliamente utilizado en radioterapia para la verificación de tratamientos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron los aplicadores valencia de 20mm y 30mm de diámetro, el afterloader utilizado fue el Flexitron HDR. La posición de referencia para este aplicador es de (1)121mm, aunque también, se tomaron imágenes para las posiciones de (1)120mm y de (1)122mm en cada uno de los aplicadores. Las medidas fueron realizadas con la matriz OCTAVIUS 1000 SRS de PTW y con las películas radiocrómicas Gafchromic XR-RV3.

Para medir qué posición es la más homogénea, evaluamos un perfil en la dirección que recorre la fuente, ya que el aplicador presenta simetría con respecto a este eje. Para el caso de la película radiocrómica, utilizamos el programa Image J para adquirir los datos del perfil. En el caso de la matriz, el programa verisoft de PTW. Una vez tenemos todos los perfiles, exportamos los datos a una hoja de cálculo y representamos gráficamente los resultados. Seleccionamos la parte perteneciente a la zona homogénea y calculamos la recta de regresión sobre los datos seleccionados.

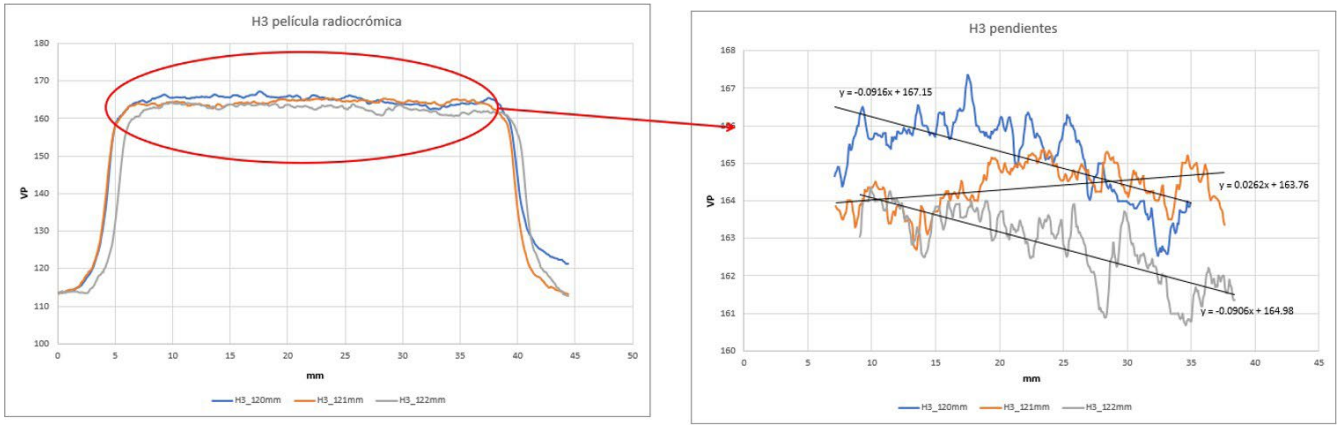


Figura1. Perfiles pertenecientes al aplicador valencia H3 con la fuente en las posiciones 120 mm, 121mm y 122mm y evaluación de los perfiles en la zona homogénea.

La posición que tenga la pendiente más cercana a 0 nos dará el punto de referencia del aplicador. Utilizando este parámetro, podemos comparar los resultados con ambos métodos.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos de las pendientes para cada uno de los perfiles quedan recogidos en la siguiente tabla:

	H2			H3		
	120 mm	121 mm	122 mm	120 mm	121 mm	122 mm
Radiocrómica (Valor de gris/mm)	0.1783	0.0602	0.0291	0.0916	0.0262	0.0906
Matriz PTW (Dosis/mm)	0.1051	0.0472	0.0561	0.0713	0.0466	0.0198

TABLA 1. Resultados obtenidos de las pendientes en la zona homogénea en la película radiocrómica y en la matriz OCTAVIUS 1000 SRS.

DISCUSIÓN

Observamos que los valores de las pendientes no coinciden para cada uno de los métodos, incluso arrojan resultados acerca del punto de referencia distintos. Esto puede deberse a que la matriz no tenga la resolución suficiente (2,5mm) para evaluar la homogeneidad en tamaños de campo tan pequeños.

CONCLUSIONES

Desestimamos el uso de la matriz OCTAVIUS 1000 SRS de PTW para la evaluación del punto de referencia y la homogeneidad del aplicador Valencia.

VALIDACIÓN GEOMÉTRICA MEDIANTE EL USO DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS DEL POSICIONAMIENTO DE LA FUENTE EN EL APLICADOR VAGINAL MULTICANAL DE BRAQUITERAPIA

Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Pons Polo, G. (1); Pons Polo, G. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Mancha Mateos, P. J. (1); Márquez Pavo, L. (1); Baena Porras, M. (1); Rodriguez Alarcón, C. (1); Roberto Domínguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

El aplicador Vaginal Multicanal CT/MR de Nucletron, tiene una geometría cilíndrica con un canal central, rodeado de 6 u 8 canales (según su diámetro) distribuidos en la superficie del cilindro, lo que permite una distribución más precisa y personalizada de la dosis de radiación, mejorando la eficacia del tratamiento y reduciendo la exposición a los tejidos sanos circundantes. La fuente recorre estos canales a través de agujas plásticas de 294mm.

Aunque el posicionamiento de la fuente fue verificado para estas agujas plásticas, la posición más distal de la fuente coincide con una zona en la que la aguja presenta cierta curvatura, y que podría influir en el posicionamiento, por lo que se ha considerado que sería necesario una validación geométrica con las agujas dentro del aplicador.

En este trabajo se ofrece un método “casero” para la verificación geométrica del posicionamiento de la fuente dentro del aplicador, utilizando para ello películas radiocrómicas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los cilindros de los que disponemos en el HUB son los de 25,30 y 35 mm de diámetro, con 6, 8 y 8 canales periféricos respectivamente. Para la realización de la comprobación de posición hemos utilizado películas radiocrómicas Gafchromic XR- RV3 dispuestas sobre cada canal de manera que el borde de la película coincidiese con el final del aplicador. La posición programada en cada canal fue la posición más distal (1288mm).



FIGURA 1. Montaje de la película radiocrómica sobre el aplicador para la medida.

Una vez realizadas las medidas para los canales de todos los aplicadores, las películas fueron escaneadas con un scaner Epson en formato tiff. Con el programa Image J analizamos la distancia del fin de la película al centro de la fuente, que coincide con la distancia del fin del aplicador al centro de la fuente.

RESULTADOS

Las distancias medidas fueron comparadas con las medidas en los aplicadores virtuales utilizados para en el TPS Oncentra Brachy. Los resultados se recogen en la siguiente tabla:

	Distancia radiocrómica	Distancia Oncentra Brachy	Diferencia (mm)
25 mm	11.94	13.60	1.66
30 mm	10.33	11.30	0.97
35 mm	9.91	10.10	0.19

TABLA 1. Distancias de la posición más distal de la fuente al final del aplicador medidas en el TPS Oncentra Brachy usando la librería de aplicadores y medidas en la película radiocrómica.

DISCUSION

Observamos que, aunque la desviación entre la distancia medida en la radiocrómica y el TPS se encuentra dentro de tolerancia, que es de 2mm, no es despreciable la contribución de la geometría del aplicador al posicionamiento de la fuente.

CONCLUSIONES

Destacamos la importancia de evaluar la geometría del aplicador vaginal multicanal y su influencia en el posicionamiento de la fuente.

DISCREPANCIA EN EL CÁLCULO DE QA AWAY-ALONG PARA LA FUENTE IR-192 MHDR-V2 EN BRAQUITERAPIA

González González, T. (1); Sania Alcover, A. M. (2); Pino Sorroche, F. (3)
(1) Hospital Universitario Miguel Servet; (2) Hospital Clínic de Barcelona; (3) Institut Català d'Oncologia

INTRODUCCIÓN

El informe de la AAPM TG-43U1 presenta el formalismo para cálculo de dosis en braquiterapia, así como recomendaciones sobre la metodología de su implementación. Este trabajo tiene como objetivo calcular la tabla QA *away-along* publicada a partir de los datos de consenso para comprender su aplicación y verificar la exactitud del cálculo para la fuente de ^{192}Ir mHDR-v2 de Nucletron.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha seguido la metodología recomendada por el TG-43U1 empleando los datos recogidos en el informe 229 de la AAPM y la ESTRO de 2012. En él se incluyen los datos de consenso de la fuente y referencias a las publicaciones a partir de las que se han obtenido.

El informe incluye la tabla QA *away-along* con valores de tasa de dosis normalizada al *air-kerma strength* en el entorno de la fuente calculada según el formalismo para el modelo de fuente lineal y los datos de consenso. Esta tabla sirve como herramienta de control de calidad de TPS (*Treatment Planning System*) en braquiterapia.

El informe 229 de la AAPM y la ESTRO describe que la fuente mHDR-v2 consiste en un cilindro de iridio puro de longitud L=3,6 mm. Sin embargo, se indica que Nucletron informó de cambios en su fabricación, reduciendo esta longitud a L=3,5 mm. Es por ello que los parámetros que modelan esta fuente fueron recalculados para la nueva longitud, concretamente la función radial $g_L(r)$ y la función de anisotropía $F(r, /theta)$, a través de simulaciones Monte Carlo. Estas funciones y la constante de tasa de dosis $/Lambda$ son los datos de consenso.

Se replicó la metodología para el cálculo de la tabla QA *away-along* con los datos de consenso. Como recomienda el TG-43U1, los valores necesarios de $F(r, /theta)$ y de $g_L(r)$ se obtuvieron a través de interpolación bilineal y lineal, respectivamente. Para la función geométrica $G_L(r, /theta)$ se realizó el cálculo trigonométrico tanto para L=3,5 mm como para L=3,6 mm.

RESULTADOS

La tabla QA *away-along* calculada presenta desviaciones con la publicada (TABLA 1). Estas diferencias ($< 1\%$) son mayores en el entorno más cercano a la fuente ($r /leq 5$ mm) y presentan simetría radial, es decir, para un punto $P(r, /theta)$ y un valor de r dado la desviación es la misma. Este hecho sugiere un error sistemático con origen en la función geométrica. Las discrepancias desaparecieron y se logró replicar el resultado publicado calculando la función geométrica con la longitud de la fuente desactualizada L=3,6 mm.

CONCLUSIONES

Los valores de la tabla QA *away-along* se deben calcular con los mismos parámetros de la fuente que utilizan los TPS. Si bien la importancia de esta tabla no es crítica, su cálculo realizado a partir de los datos disponibles y el protocolo TG-43U1 presenta pequeñas desviaciones con respecto a la publicada sobre todo el entorno cercano a la fuente, que podrían derivar en un error sistemático a la hora de utilizarla en tareas de control de calidad.

Tabla 1: QA away-along [cGy h^{-1} U^{-1}] *calculado mediante datos de consenso para L = 3,5 mm. Se muestra su discrepancia respecto a la tabla publicada entre paréntesis.*

	Y (cm)									
Z (cm)	0		0.25		0.5		0.75		1	
2	0,1774	*(-0,10%)*	0,2004	*(-0,10%)*	0,2141	*(-0,10%)*	0,2138	*(-0,09%)*	0,2035	*(-0,09%)*
1.5	0,3108	*(-0,14%)*	0,3640	*(-0,13%)*	0,3817	*(-0,12%)*	0,3612	*(-0,10%)*	0,3233	*(-0,10%)*
1	0,7057	*(-0,24%)*	0,8570	*(-0,22%)*	0,8164	*(-0,16%)*	0,6808	*(-0,12%)*	0,5418	*(-0,12%)*
0.5	3,4163	*(-0,87%)*	3,4534	*(-0,48%)*	2,1892	*(-0,16%)*	1,3535	*(-0,07%)*	0,8848	*(-0,07%)*
0			15,5610	*(0,60%)*	4,2977	*(0,16%)*	1,9540	*(0,04%)*	1,1094	*(0,04%)*
-0.5	2,5983	*(-0,87%)*	3,4493	*(-0,48%)*	2,1926	*(-0,16%)*	1,3540	*(-0,07%)*	0,8850	*(-0,07%)*
-1	0,6068	*(-0,24%)*	0,8468	*(-0,22%)*	0,8146	*(-0,16%)*	0,6806	*(-0,12%)*	0,5425	*(-0,12%)*
-1.5	0,2732	*(-0,14%)*	0,3544	*(-0,13%)*	0,3793	*(-0,12%)*	0,3604	*(-0,10%)*	0,3229	*(-0,10%)*
-2	0,1585	*(-0,10%)*	0,1925	*(-0,10%)*	0,2117	*(-0,10%)*	0,2128	*(-0,09%)*	0,2031	*(-0,09%)*

Tabla 2: QA away-along [cGy h^{-1} U^{-1}] *calculado mediante datos de consenso para L = 3,6 mm. Se muestra su discrepancia respecto a la tabla publicada entre paréntesis.*

	Y (cm)									
Z (cm)	0		0.25		0.5		0.75		1	
2	0.1776	*(-0,00%)*	0.2006	*(-0,00%)*	0.2143	*(-0,00%)*	0.2140	*(-0,00%)*	0.2037	*(-0,00%)*
1.5	0.3112	*(-0,00%)*	0.3644	*(-0,00%)*	0.3821	*(-0,00%)*	0.3616	*(-0,00%)*	0.3236	*(-0,00%)*
1	0.7074	*(-0,00%)*	0.8589	*(-0,00%)*	0.8177	*(-0,00%)*	0.6816	*(-0,00%)*	0.5423	*(-0,00%)*
0.5	3.4461	*(-0,00%)*	3.4700	*(-0,00%)*	2.1928	*(-0,00%)*	1.3544	*(-0,00%)*	0.8852	*(-0,00%)*
0			15.4670	*(-0,00%)*	4.2910	*(-0,00%)*	1.9532	*(-0,00%)*	1.1094	*(-0,00%)*
-0.5	2.6210	*(-0,00%)*	3.4659	*(-0,00%)*	2.1962	*(-0,00%)*	1.3550	*(-0,00%)*	0.8854	*(-0,00%)*
-1	0.6083	*(-0,00%)*	0.8486	*(-0,00%)*	0.8159	*(-0,00%)*	0.6814	*(-0,00%)*	0.5429	*(-0,00%)*
-1.5	0.2736	*(-0,00%)*	0.3549	*(-0,00%)*	0.3798	*(-0,00%)*	0.3608	*(-0,00%)*	0.3232	*(-0,00%)*
-2	0.1587	*(-0,00%)*	0.1927	*(-0,00%)*	0.2119	*(-0,00%)*	0.2130	*(-0,00%)*	0.2032	*(-0,00%)*

CONTROL DE CALIDAD DEL ECÓGRAFO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS

Álvarez Sánchez, V. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Bermúdez Luna, R. (1); Serrano Cuesta, M. (2); Gañán Mora, A. (1); Martorell Ruiz, M. (1); Martínez Barrio, D. (1)

(1) Hospital Clínico San Carlos; (2) Hospital Universitario La Luz

INTRODUCCIÓN

La necesidad de realizar control de calidad en equipos de ultrasonidos dedicados a braquiterapia se discute en diversas publicaciones. El TG128 (AAPM) propone pruebas de calidad de imagen y constancia geométrica para braquiterapia de próstata. Smith *et al.* añade pruebas mecánicas y dosimétricas.

Las recomendaciones de GEC-ESTRO/ACROP incorporan pruebas para el dispositivo paso a paso (*stepper*), la comprobación de la calibración del *offset* de la sonda biplanar y, además, contempla aplicaciones como la ginecológica.

En este trabajo, se describen las pruebas de QC realizadas en nuestro centro desde la implantación en 2023 de las recomendaciones anteriores, discutiendo los últimos resultados obtenidos (2025).

MATERIAL Y MÉTODOS

Nuestro quirófano para BT HDR dispone de un ecógrafo ARIETTA 65 IntuitiveFusion (Fujifilm) con dos sondas: transrectal biplanar y abdominal convexa.

La sonda transrectal consta de dos cristales, longitudinal y axial, que deben evaluarse por separado.

El ecógrafo está conectado a la estación del sistema de planificación (*TPS*) *Oncentra Prostate* v.4.2.3.11 (Elekta). Para la realización de las pruebas, se utilizan los maniquíes CIRS 045A y 053S (CIRS, Norfolk, VA) para la sonda transrectal y el maniquí multipropósito N-365 (Kyoto Kagaku) para la sonda abdominal.

Las pruebas y sus tolerancias se encuentran clasificadas en la Figura.

SONDA TRANSRECTAL BIPLANAR		Tolerancia (GEC-ESTRO)	Maniquí	Frecuencia
Pruebas diarias	Desplazamiento lineal del *stepper*	1 mm	Sin maniquí	Cada día de tratamiento
	Desplazamiento angular del *stepper*	0.5°		
	Escalas en el TPS (1 plano)	1 mm		
Pruebas de calidad de imagen del ecógrafo	Uniformidad y elementos defectuosos		ATS 570 	Anual
	Prof. de visualización	cambio < 10 mm resp. ref.		
	Resolución de alto contraste (axial y lateral)	cambio <1 mm resp. ref. (TG128)	CIRS 045A 	
	Medida de distancias	error <1 mm		
	Medida de volúmenes	error<5%		
Pruebas del TPS	Escalas (3 planos)	1 mm	CIRS 045A	Anual
	Medida de volúmenes	error<5%		
	Medida del *offset* de la sonda biplanar	1 mm	Cubo de agua	
Pruebas del sistema de BT de próstata	Calibración del *template*	2 mm	Cubo de agua	Bianual
	Desplazamiento lineal del *stepper*	1 mm	CIRS 045A	
	Desplazamiento angular del *stepper*	0.5°	Nivel	
	Reconstrucción de la punta de la aguja	2mm	Cubo de agua	Anual
	Test end-to-end del procedimiento de BT de próstata con fusión US-RM	Funcionalidad	CIRS 053S 	Anual

SONDA ABDOMINAL CONVEXA		Tolerancia (PECCRD rev. 2011)	Maniquí	Frecuencia
Pruebas de calidad de imagen del ecógrafo	Uniformidad y elementos defectuosos	Cambios apreciables	N-365 	Anual
	Prof. de visualización	< 6mm resp. ref.		
	Resolución de alto contraste (axial y lateral)	≤ 2mm para f<4 MHz, ≤ 1mm para f>4 MHz Sin cambios resp. ref.		
	Resolución de bajo contraste	Cambios consistentes resp. ref.		
	Zona focal	Según especificaciones del fabricante		
	Medida de distancias	Verticales: ≤ ±1.5 mm/ ±1.5% resp. valor real Horizontales: ≤ ±2 mm/ ±2% resp. valor real		
	Visualización de objetos anecoicos	Cambios consistentes resp. ref. Distorsión: 20%		
	Zona muerta	Cambios consistentes resp. ref.		

RESULTADOS (2025

Sonda transrectal biplanar

No se encontraron defectos de uniformidad.

Las pruebas de resolución y medida de distancias de alto contraste son fundamentales en implantes guiados por US y cumplieron las tolerancias para los dos cristales. La diferencia máxima observada con respecto a la referencia fue de 0.1mm. En la medida de distancias, la diferencia máxima con el valor teórico fue de 1mm.

A bajo contraste, la medida de longitudes de la sonda transrectal superó la tolerancia establecida en 0.8mm. Ésto se debe a la dependencia del observador existente en este tipo de medidas que describe el suplemento de las recomendaciones GEC- ESTRO.

Un error en la medida de volúmenes del *TPS* lleva asociado un error dosimétrico. En nuestro caso, esta prueba dio buenos resultados, con un error máximo de 4.8% en la adquisición con cristal longitudinal.

En el *stepper* se encontró un error máximo de 0.3mm en el desplazamiento longitudinal.

Los tres *templates* en uso clínico cumplieron la tolerancia de 2mm en la alineación de las cuadrículas electrónica y física.

Sonda abdominal convexa

Todas las pruebas cumplieron las tolerancias del PECCRD (rev. 2011).

DISCUSIÓN

A las pruebas de GEC-ESTRO para la sonda transrectal hemos añadido un test *end-to-end*, según recomienda Smith *et al*. Este test no incluye QC de la fusión US-RM que realizamos en nuestros procedimientos.

También se cita que 1mm de error cerca de una aguja da lugar a un gran error dosimétrico, por lo que parece razonable como tolerancia para la prueba de precisión en la medida de distancias, más restrictiva que la propuesta por el TG128.

Se ha tomado una tolerancia de 2mm para la verificación de calibración del template (<3mm de TG128).

CONCLUSIONES

Las recomendaciones indican que las pruebas implantadas nos permiten garantizar la calidad de nuestros procedimientos.

EVOLUCIÓN DE LA BRAQUITERAPIA EN EL HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS

Aza Villarrubia, Z. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); Bermúdez Luna, R. (1); Gañán Mora, A. (1); Martorell Ruiz, M. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia está adquiriendo cada vez más importancia en el tratamiento de diversas patologías tanto por los resultados clínicos como por la logística de estos pacientes, ya que tienen que venir menos días al hospital a realizarse el tratamiento en comparación con otras técnicas de RTE.

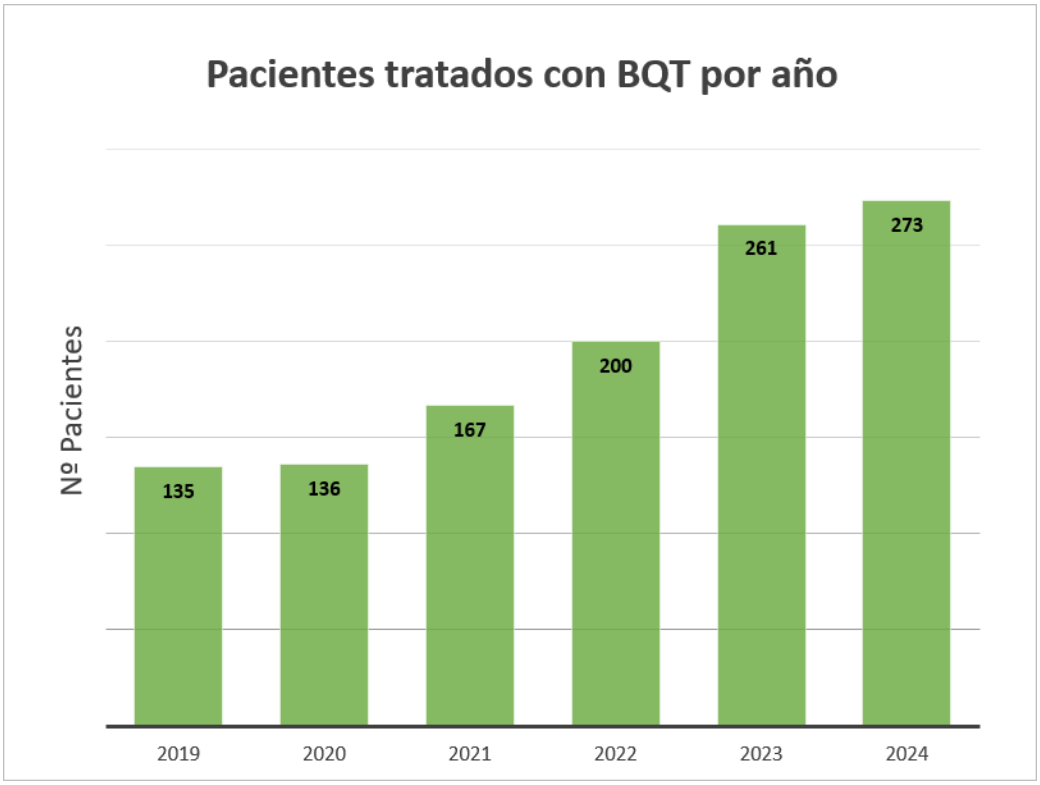
En el Hospital Clínico San Carlos podemos ver una tendencia creciente en los últimos años de los pacientes tratados. El centro dispone de un equipo Flexitron® (Elekta) para alta tasa y licencia para utilizar los radioisótopos I-125 y Ru-106 para braquiterapia oftálmica.

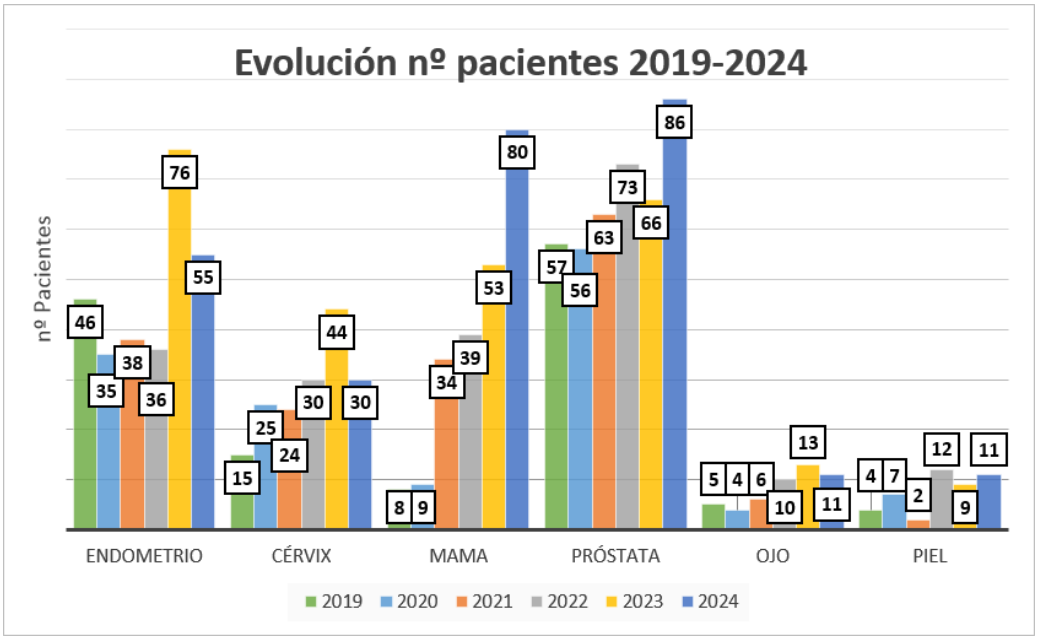
MATERIAL Y MÉTODOS

Se han recopilado los pacientes tratados entre los años 2019 a 2024 de las siguientes localizaciones: endometrio, cérvix, mama, próstata, ojo y piel. Dentro de cada patología se han diferenciado entre las diferentes técnicas empleadas.

RESULTADOS

La tendencia de los últimos años es creciente, habiendo un salto de pacientes tratados del año 2022 al 2023.





Se observa que en los años 2023 y 2024 se han tratado más pacientes de endometrio y cérvix que los años anteriores. El aplicador Utrecht ha dado paso al Venezia y Geneva, usándose estos últimos en más del 80% de las pacientes.

El incremento tan notable de las mamas se debe a la mayor inclusión de pacientes, por parte de los cirujanos, que cumplen criterios para este tipo de tratamientos. Se han disminuido progresivamente las técnicas de tratamiento convencionales (4,3 Gy en 7 fracciones y 3,4 Gy en 10 fracciones) dando paso a técnicas más novedosas (7,45 Gy en 3 fracciones y 16 Gy en fracción única).

En cuanto a los pacientes de próstata, la novedad más llamativa es el uso del sistema de fusión Biopsee, que permite realizar durante el mismo procedimiento quirúrgico una fusión deformable de la imagen de ultrasonidos con una resonancia magnética de diagnóstico, la cual tiene el contorno de la próstata y el boost delineados previamente por un radiólogo.

Los pacientes de ojos se han mantenido estables en los últimos años, utilizándose los dos isótopos disponibles (Ru-106 y I-125) de manera equitativa.

Por último, en 2020 se comenzaron a utilizar los aplicadores Valencia y Freiburg para tratar ca de piel, realizándose en el periodo 2022 a 2024 el 68% de los tratamientos con Freiburg, el 19% con Valencia y el 13% restante intersticial.

DISCUSIÓN

Se observa un incremento en el número de pacientes tratados con braquiterapia en los últimos seis años, siendo más notable en pacientes ginecológicas (endometrio, cérvix, mama) y próstata.

Las técnicas han cambiado ligeramente, teniendo preferencia los aplicadores Venezia en cérvix y Freiburg y Valencia en piel. Se han adquirido nuevos esquemas de fraccionamiento en mama (7,45 Gy en 3 fracciones y 16 Gy en fracción única) y se ha implantado el sistema de fusión Biopsee para próstata.

CONCLUSIONES

La HDR está ganando más importancia en el HCSC, tratando cada año más pacientes con los diferentes procedimientos que se ofrecen.

La experiencia nos hace adquirir y perfeccionar nuevas técnicas más innovadoras, pudiendo realizar tratamientos más complejos y precisos.

BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE MAMA EN 1 Y 3 FRACCIONES (VAPBI)

Aza Villarrubia, Z. (1); Gaztañaga Boronat, M. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); Bermúdez Luna, R. (1); Gañán Mora, A. (1); Martorell Ruiz, M. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

La irradiación parcial de mama ultra-acelerada (vAPBI de sus siglas en inglés) es una técnica que consiste en tratar con braquiterapia de alta tasa el CTV delimitado por el oncólogo radioterápico en 3 fracciones a 7.45 Gy, en lugar de los esquemas recomendados por GEC-ESTRO y RTOG 0413 (7 fx @ 4.3Gy y 10 fx @ 3.4 Gy, respectivamente). Además, se puede añadir un criterio de edad de las pacientes para incluirlas en un nuevo esquema que consiste en 16 Gy en una fracción única. Estos nuevos esquemas están en estudio, por lo que todavía no hay en la literatura criterios establecidos de cobertura y dosis máximas en órganos de riesgo. El objetivo de este trabajo es evaluar los parámetros dosimétricos de interés convencionales de cobertura a CTV y OARs obtenidos en las pacientes tratadas en el Hospital Clínico San Carlos en el año 2024. También se evalúan criterios de homogeneidad y conformidad.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han recopilado los datos de las 80 pacientes tratadas en 2024, de las cuales 59 se trataron con la técnica de 3 fracciones y 12 con fraccionamiento único. El HCSC dispone de un equipo de alta tasa Flexitron® (Elekta) con Ir-192 y el sistema de planificación Oncentra Brachy v 4.6. Se han evaluado: $D_{90\%}$ (dosis que recibe el 90% del CTV), $V_{100\%}$ (volumen del CTV que recibe 100% dosis prescrita) $V_{150\%}$ (volumen del CTV que recibe 150% de dosis prescrita), $V_{200\%}$ (volumen del CTV que recibe 200% de dosis prescrita), $D_{máx}$ piel alto riesgo y $D_{máx}$ parrilla costal. Se han calculado el índice de uniformidad de dosis ($DHI = 1 - /fracV150V100$) e índice de cobertura ($CI = /fracV_{100\%DP}(cc)V_{CTV}(cc)$), siendo $V_{100\%DP}$ el volumen total que recibe la dosis prescrita y V_{CTV}(cc) el volumen del CTV.

RESULTADOS

En las tablas se muestran los objetivos, valores promedios y desviación estándar de cada parámetro de las dosimetrías de las pacientes evaluadas, para 3 fracciones y 1 fracción respectivamente.

1 fx	$D_{90\%}$ (%)	$V_{100\%}$ (%)	$V_{100\%}$ (cc)	$V_{150\%}$ (cc)	$V_{200\%}$ (cc)	DHI	CI	$D_{máx}$ piel (%)	$D_{máx}$ parrilla (%)
Criterio aceptación	≥ 100 %	≥ 90-95%	< 100	< 150	< 200	≥ 0,65	≥ 0,9	≤ 70	≤ 80
Promedio	101.7	91.7	9.6	2.3	1.0	0.76	0.92	46	30
D estándar	2.8	2.2	4.3	1.5	0.7	0.08	0.02	12	12

Los criterios de evaluación son los mismos que se utilizan para las técnicas convencionales de 7 y 10 fracciones. Se observa que se cumplen todos con independencia de la técnica utilizada.

DISCUSIÓN

Se han evaluado los parámetros dosimétricos más relevantes así como los índices de homogeneidad y cobertura y se han comparado con los criterios de evaluación de las técnicas convencionales recomendados por GEC-ESTRO y RTOG 0413 de todas las pacientes tratadas con la técnica vAPBI. Todos los promedios de los parámetros cumplen los criterios de aceptación en ambos esquemas de fraccionamiento. Las desviaciones estándar son pequeñas, lo que implica gran homogeneidad dosimétrica entre los tratamientos.

CONCLUSIONES

Los nuevos esquemas de fraccionamiento para HDR de mama aportan mayor comodidad a las pacientes, ya que implican menor tiempo con los catéteres y menos días de tratamiento que los esquemas convencionales. Se han evaluado todas las pacientes tratadas en el año 2024, cumpliéndose todos los parámetros de interés. Seguirá en estudio la correlación de estos parámetros con posibles efectos adversos en las pacientes.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE PACIENTES

MODELO AI Y PARÁMETROS CLÍNICOS PARA LA ELECCIÓN DE TÉCNICAS VMAT Y HYBRID EN LA RADIOTERAPIA DEL CÁNCER DE MAMA

Rodríguez Aranda, A. (1); Padilla Domínguez, C. R. (2); Andrades González, A. (2)

(1) Hospital Universitario de Lanzarote Doctor José Molina Orosa; (2) Hospital Universitario de las Palmas de Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

Este trabajo presenta un modelo AI y parámetros clínicos que tienen como objetivo ayudar en la toma de decisión ante la elección de técnicas VMAT y HYBRID en tratamientos de radioterapia (RTT) en cáncer de mama (BC).

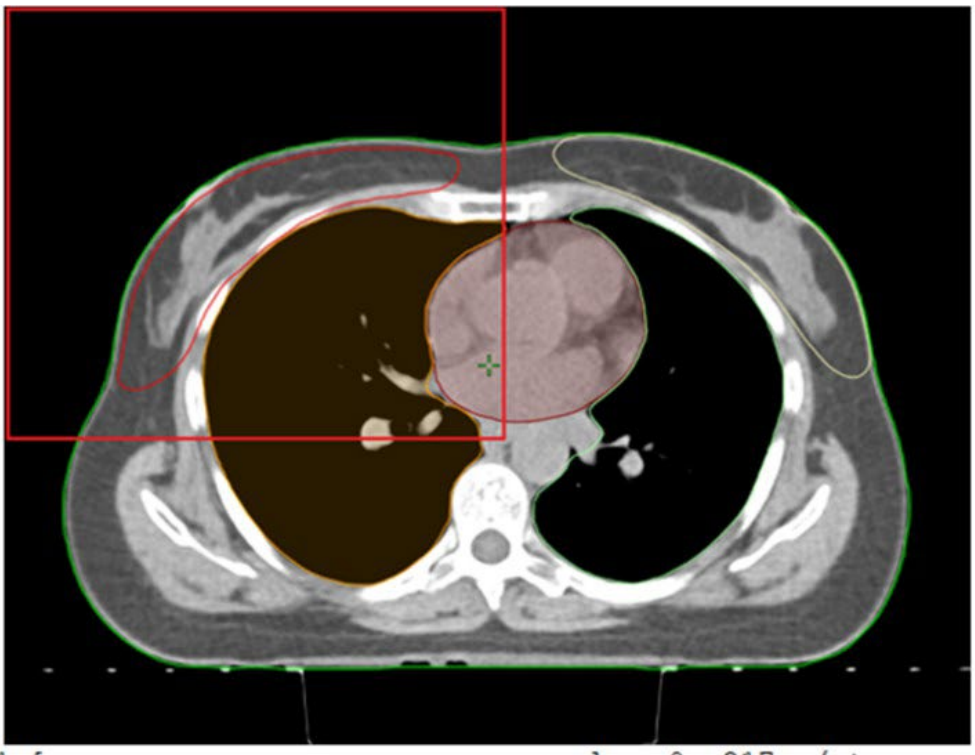


Figura 1. Resultado para el modelo de Deep Learning AI CNN desarrollado, usado e implementado en este trabajo. Las líneas rojas representan al ROI incluyendo el PTV: una mama derecha (RB) con técnica HYBRID.

Por otra parte, se diseña una red neuronal (CNN) la cual localiza con un ROI el PTV en los cortes axiales del TC para predecir la técnica: VMAT, HYBRID y VMAT or HYBRID (planes con resultados muy similares usando ambas técnicas) (ver FIGURA 1). El modelo es entrenado con el 90% de los casos, el resto se usa para verificaciones.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se muestra un resultado de aplicar el modelo AI. Este modelo presenta una precisión de más del 92% en el entrenamiento y un 87.5% de aciertos para VMAT, 77.7% para HYBRID, y 44.4% para VMAT o HYBRID según las matrices de confusión generadas.

Tal y como se muestra en la FIGURA 2, la técnica HYBRID predomina cuando los valores TI son menores a $(1.0\pm0.04)x10^{-2}$, mientras que entre $(1.0\pm0.04)x10^{-2}$ y $(1.4\pm0.04)x10^{-2}$ existe un balance, aunque con más inclinación hacia HYBRID. Cuando TI es mayor a $(1.4\pm0.04)x10^{-2}$, VMAT es más relevante. En el caso de mama izquierda (LB), cuando la distancia B-H es menor a 0.63±0.01cm, VMAT es la técnica más utilizada, mientras que para distancias entre 0.63±0.01cm y 1.25±0.01cm, HYBRID domina. Si la distancia B-H es mayor a 1.25±0.01cm, HYBRID predomina.

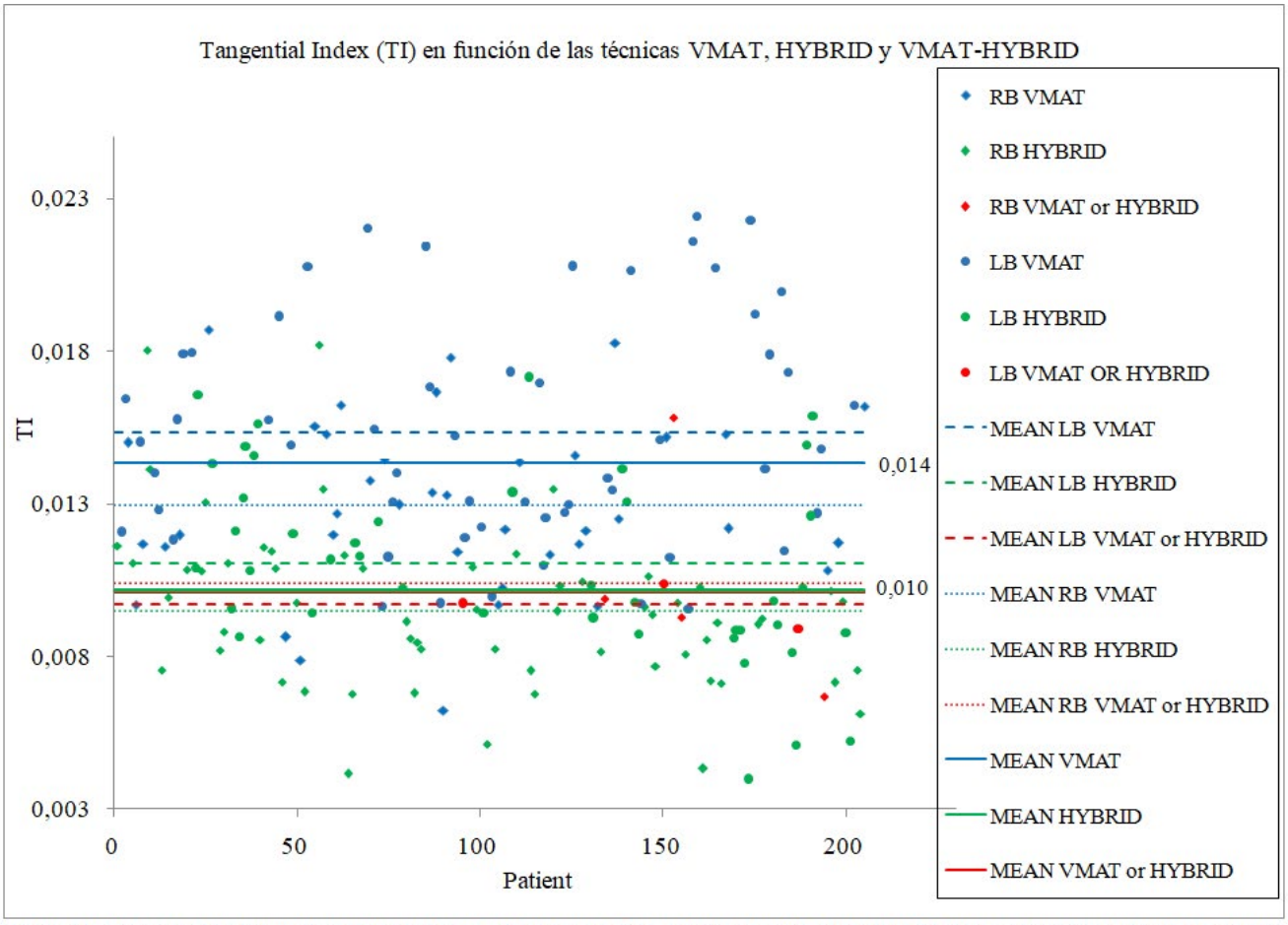


Figura 2. Tangential Index (TI) en función de las técnicas VMAT, HYBRID y VMAT-HYBRID y la mama considerada. Las líneas discontinuas representan, al mismo tiempo, la media de TI según el tipo de mama (LB y RB) y la técnica utilizada. Las líneas sólidas muestran la media global (mean) para VMAT, HYBRID y VMAT o HYBRID.

DISCUSIÓN

En el análisis de la mama derecha (RB), los resultados indican que VMAT es más adecuada cuando el TI es menor a 0.013, mientras que HYBRID predomina cuando el TI es inferior a 0.010. En el caso de LB, el TI es superior a 0.015 y la distancia B- H es menor a 0.63 cm, VMAT es la técnica preferida. Si el TI se encuentra entre 0.01 y 0.015 y la distancia B-H está entre 0.73 y 1.25 cm, ambas técnicas son viables, aunque con un equilibrio hacia HYBRID. Finalmente, cuando el TI es inferior a 0.010 y la distancia B-H supera 1.25 cm, HYBRID es la opción más adecuada.

Además, el modelo AI creado presenta una alta precisión a pesar de contar con solo 232 casos.

CONCLUSIONES

Los parámetros clínicos y modelo AI presentados, facilitan la toma de decisión ante la elección entre VMAT y HYBRID como técnica de tratamiento para BC en RTT.

COMPARACIÓN ENTRE DOS MATRICES DE DETECTORES: FACTOR DE CAMPO Y FACTOR DE TASA

Gorrochategui Susperregui, A. (1); García Iglesias, N. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Martín Veganzones, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Bragado Alvarez, L. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Miquélez Alonso, S. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Es generalizado el uso de matrices de detectores para el control de calidad específico previo a los tratamientos de radioterapia externa. En estas mediciones se aplican correcciones para eliminar la influencia de factores que no son objeto de análisis. En este estudio se ha comparado la influencia del tamaño del campo y de la tasa de dosis para dos matrices diferentes.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se han comparado los factores campo y los factores asociados a la tasa de dosis medidos con dos matrices de detectores especificadas a continuación mediante análisis de medidas realizadas en un acelerador TrueBeam SDX (Varian MS, Palo Alto, CA) con energías de 6X y 6X-FFF y tasas de hasta 1400 UM/min.

Las características de las matrices empleadas son las siguientes:

- SRSMapCHECK (SMC, Sun Nuclear Corp, Melbourne, FL): Consta de detectores de diodo de 0.48 mm^2 cada 3.5 mm; al haber dos placas intercaladas una enfrentada a otra, la resolución espacial efectiva es de 2.47 mm.
- Octavius4D OD1600SRS (PTW-Freiburg, Germany): Consta de 729 cámaras de ionización líquida en el área central de 6.5 cm^2 con una resolución espacial de 2.5 mm.

Para caracterizar el factor campo se han irradiado ambas matrices centradas en el isocentro con campos cuadrados de 100 UM con energía de 6X-FFF y tasa 1400 MU/min con diferentes aperturas de colimador y MLC tal y como indica la tabla 1. Las lecturas obtenidas se normalizan a un campo de 5x5 cm^2.

Para caracterizar el factor de tasa se han irradiado ambas matrices con campos de 100 UM y energía de 6X-FFF y de tamaño fijo de 5x5 cm2 variando la tasa desde 400 a 1400 UM/min en intervalos de 200 UM/min. Se toma como referencia la lectura del campo con tasa de 1400 UM/min.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados del factor campo se han recogido en la tabla 1:

Tamaño de los campos		Factores campo	
Apertura de mordazas (cm^2)	Apertura de MLC (cm^2)	SRS MapCHECK	OCTAVIUS 4D
2,2 x 2,2	2,0 x 2,0	0,883	0,913
4,2 x 4,2	2,0 x 2,0	0,894	0,922
3,2 x 3,2	3,0 x 3,0	0,931	0,948
4,2 x 4,2	4,0 x 4,0	0,970	0,961
5,0 x 5,0	5,0 x 5,0	1,000	1,000

TABLA 1: Resultados de las mediciones del factor campo.

Los campos medidos son lo suficientemente grandes como para no ser necesario aplicar corrección de campo pequeño, según lo establecido en el TRS483. Como es de esperar, el patrón de comportamiento es similar en ambos detectores, si bien la variación de la lectura al disminuir el campo es mayor en el caso del SRSMapCHECK.

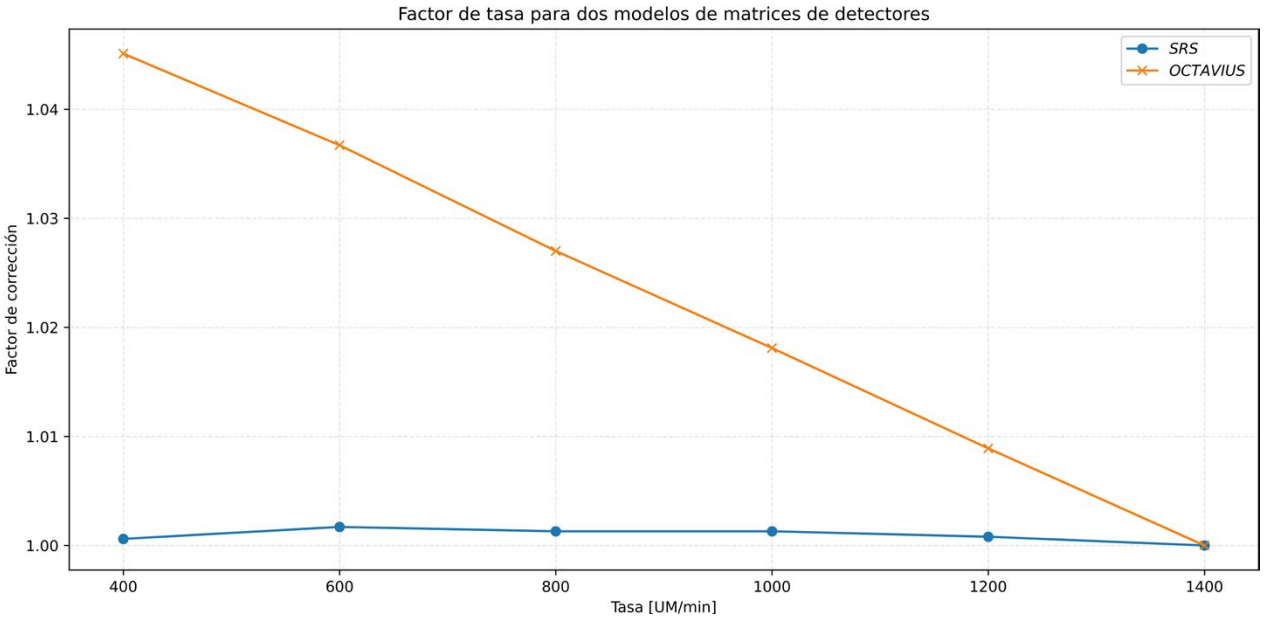


FIGURA 1: Factor de corrección de ambas matrices de detectores entre las lecturas a tasa de 1400 UM/min y valores menores.

En la figura 1 se observa que apenas hay dependencia con la tasa en el SRSMapCHECK. En el caso del Octavius4D hay una dependencia lineal clara que debe tenerse en cuenta. No obstante, es fácilmente modelable aplicando un factor de corrección.

CONCLUSIONES

Ambas matrices de detectores se comportan como lo esperado con la variación de tamaño de campo en el rango medido, aunque para campos más pequeños habría que aplicar correcciones extra.

En cuanto a la repuesta ante la tasa, los detectores semiconductores mantienen la respuesta constante pero las cámaras líquidas varían considerablemente la lectura.

IMPLANTACIÓN DE CÁMARA DE TRANSMISIÓN (INTEGRAL QUALITY MONITOR, IQM) COMO SISTEMA DOSIMÉTRICO DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Gómez Barrado, A. (1); Sánchez Jiménez, A. (1)
(1) GenesisCare La Milagrosa

INTRODUCCIÓN

Se realiza un estudio multicéntrico en el cual se evalúa la idoneidad de una cámara de transmisión (Integral Quality Monitor, IQM) como sistema dosimétrico de verificación pretratamiento e intrafracción, comparando los resultados con otros sistemas dosimétricos.

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema IQM es una cámara de transmisión que se acopla al cabezal del acelerador, estando diseñado para realizar control pretratamiento e intrafracción en tratamientos de radioterapia. Ofrece una alta automatización, facilidad de uso y rapidez de "setup", a la vez que se muestran los resultados de la medida en tiempo real. Previamente a la medida, el sistema calcula una predicción de la señal proporcional al producto dosis-área de cada segmento o punto de control del campo a irradiar, a partir del tratamiento enviado desde el sistema planificador. Posteriormente, se compara en tiempo real con la señal medida durante la irradiación.

Para validar el sistema, durante su instalación hemos estudiado diversos parámetros y pruebas para garantizar su fiabilidad y poderlo comparar con los sistemas de verificación tradicionales. Hemos evaluado la señal medida por el campo de referencia del acelerador, linealidad del sistema, linealidad con la tasa, lectura de fondo y transmisión del sistema. Además, tratamientos previamente medidos con otros sistemas tradicionales se han comparado con las medidas obtenidas de IQM. Dichos tratamientos de validación se han elegido entre aquellos que, siendo válidos clínicamente, representan resultados promedio de cada patología (próstata, mama, cabeza y cuello, etc.) que muestran las menores desviaciones posibles de la medida.

RESULTADOS

Los resultados de las verificaciones previas han sido satisfactorios, y entrando en tolerancias de nuestro programa de garantía de calidad (lectura de fondo, reproducibilidad, linealidad con las UM, linealidad con la tasa). En una serie de 50 pacientes analizados, la comparación de las medidas IQM contra las obtenidas con los sistemas como ArcCheck (Sun Nuclear), SRS MapCheck (Sun Nuclear), Octavius (PTW Freiburg), y medidas basadas en dosimetría con cámara de ionización PinPoint (PTW Freiburg) y película radiocrómica han sido coherentes y dentro de las tolerancias establecidas.

DISCUSIÓN

El sistema IQM supone un cambio de paradigma en cuanto a la verificación de tratamientos, sea verificación pretratamiento o bien verificación intrafracción. No ofrece información separada de la distribución de dosis impartida o de la desviación de dosis absoluta del tratamiento, sino del producto dosis-área de cada punto de control. En todos los tratamientos analizados con sistemas tradicionales los cuales han resultado válidos clínicamente, la comparación de medidas ha sido coherente y con la misma tendencia dosimétrica.

CONCLUSIONES

El sistema IQM es un dispositivo dosimétrico fiable, estable, fácil y rápido de usar, que arroja resultados coherentes con los obtenidos mediante otros sistemas dosimétricos. Representa una interesante opción para la realización de las verificaciones pretratamiento e intrafracción de las sesiones de tratamiento en radioterapia, especialmente con altas cargas de trabajo.

OPTIMIZACIÓN DE DOSIMETRÍAS CLÍNICAS CON EL PLANIFICADOR MONACO® UTILIZANDO ALTERNATIVAMENTE LAS HERRAMIENTAS PARETO Y CONSTRAINED

Sanchez-Reyes Fernandez, A. (1); Suarez Casanova, S. (2); Navío Martínez, J. L. (1); Góngora, F. (3)
(1) Hospital de Torrejon; (2) Unidad de Torrejon; (3) Genesiscare

INTRODUCCIÓN

En la rutina diaria de confeccionar la mejor dosimetría posible del tratamiento de un paciente de oncología radioterápica, en determinados casos complejos, se presenta la dicotomía de tener que elegir entre una buena cobertura de los PTVs (volúmenes banco) o bien una buena preservación de los ORs (órganos de riesgo) ya que los algoritmos normales de cálculo no logran alcanzar una solución satisfactoria para ambas situaciones.

En la presente comunicación demostramos que con la utilización alternativa de las dos distintas vías de optimización que dispone el planificador MONACO®, PARETO y CONSTRAINED, obtenemos en casos complejos una muy buena solución de equilibrio entre cobertura y preservación.

MATERIAL Y MÉTODOS

El planificador dispone de dos vías de optimización para la planificación de una dosimetría: PARETO en la que prima la cobertura de los PTVs y CONSTRAINED donde prima la preservación de los ORs. Estos algoritmos funcionan de una forma similar, una vez alcanzado el objetivo principal (por ejemplo PTVs) intentan optimizar el resto de restricciones (ORs). En casos complicados y complejos ninguna de las dos vías alcanza un resultado clínicamente aceptable (figura1).

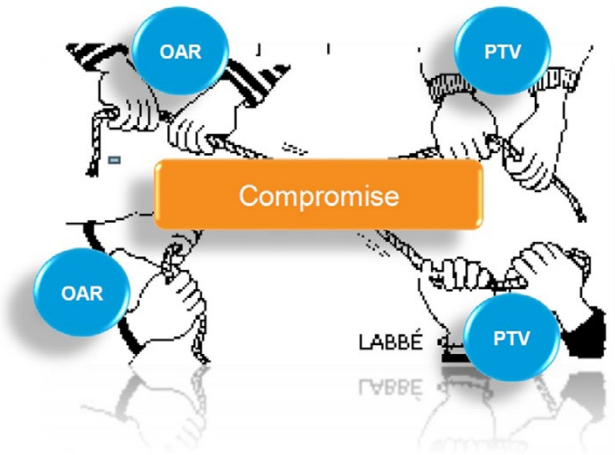


Fig 1. Esfuerzos del algoritmo de cálculo para obtener la mejor dosimetría posible.

Sin embargo, la utilización conjunta y secuencial de ambos algoritmos permite al sistema alcanzar soluciones aceptables en la mayoría de situaciones muy complejas.

RESULTADOS

Dosimetrías complejas que utilizando una sola vía de cálculo sería prácticamente imposible o costaría mucho tiempo y esfuerzo alcanzar una solución aceptable, son obtenidos buenos resultados mediante la utilización de ambas formas de optimización, siendo el método muy útil para dosimetrías de mama, ORL, y en general todas aquellas en que la cobertura de los PTVs y la preservación de los ORs presenta un verdadero reto al dosimetrista (figura 2.)

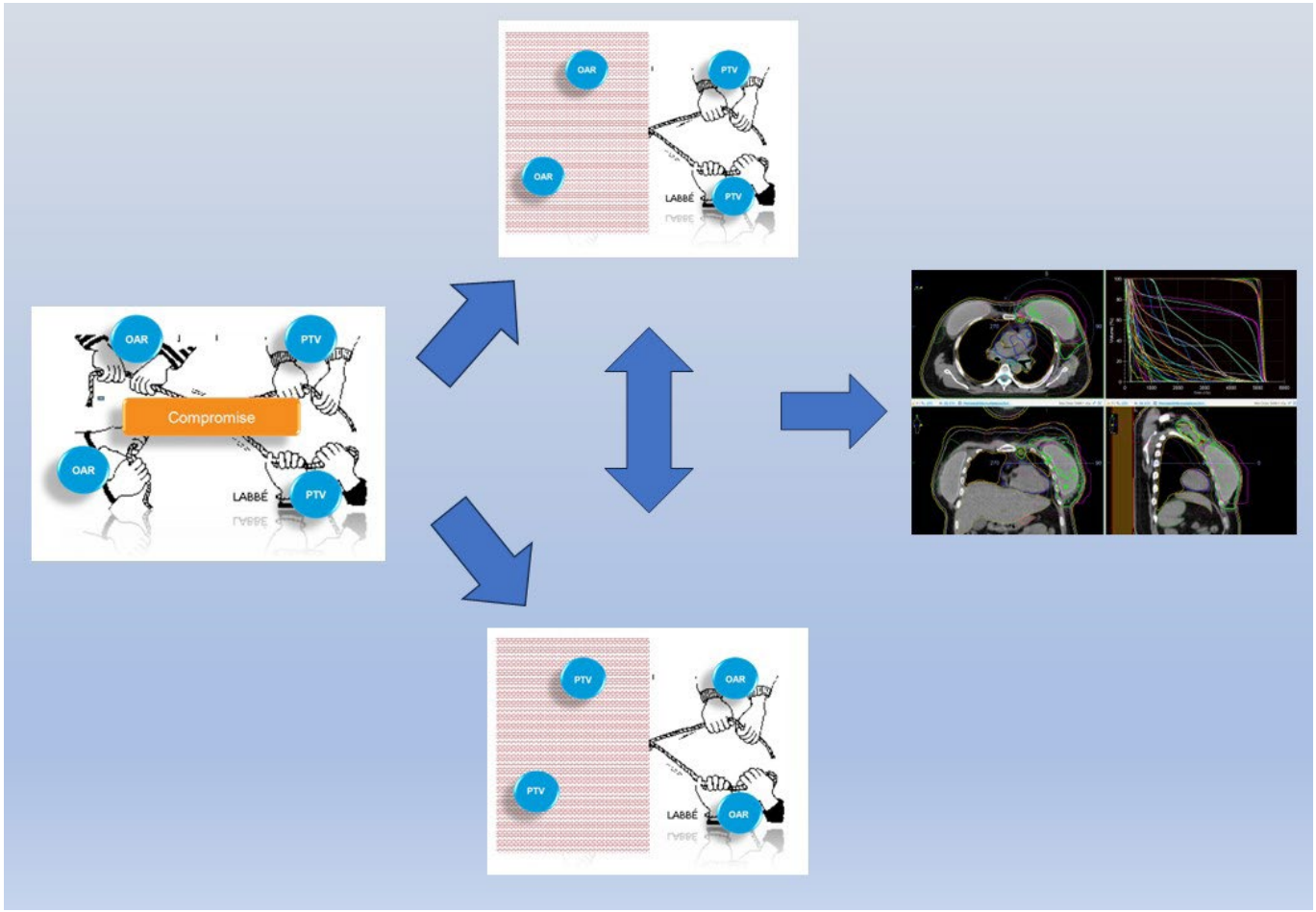


Figura 2. Ejemplo de utilización de ambas vías de optimización.

CONCLUSIONES

La utilización conjunta y secuencial de las herramientas PARETO y CONSTRAINED en el planificador MONACO®, permite alcanzar soluciones que prácticamente serian muy difíciles de obtener con una sola vía de optimización y facilita la obtención la optimización de una solución clínicamente aceptable para cualquier tipo de dosimetría.

COMISIONADO DE ELEMENTS V4.0 A PARTIR DE UN CONJUNTO REDUCIDO DE MEDIDAS. COMPARACION DE CALCULO CON ECLIPSE V15 EN PACIENTES REALES

Aparicio Martín, A. R. (1); Conles Picos, I. (1); De La Llana Granja, V. (1); Ruiz Marbán, S. (1); Cesteros Morante, M. J. (1)
(1) Complejo Asistencial universitaro de León

INTRODUCCION

En 2024 pusimos en marcha la técnica SRS en nuestro servicio. El equipamiento adquirido consistió en un nuevo acelerador TrueBeam, MLC HD120 (Varian S.L.), equipado con Exactrac Dynamic (guiado del tratamiento por imagen y superficie) y el planificador Elements v4.0 (Brainlab, AG). El modelado de éste incluye la opción de usar un modelo de haz de referencia, disponible para nuestro linac y nuestro MLC HD120. La ventaja de usar esta alternativa consiste en el número tan reducido de medidas dosimétricas que se requiere (15 versus 145, requeridas para el modelado convencional, por energía) con el consiguiente ahorro de tiempo de máquina. En el presente trabajo se ofrecen los resultados del comisionado del planificador usando el método del modelo de haz de referencia. Se han seguido las indicaciones del Protocolo para el control de Calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes, SEFM (2005). Por último, se ofrece la comparación de los cálculos en dosis absoluta entre Eclipse AXB dosis medio y Elements V4.0 Montecarlo mediante HDV para un paciente real tratado con SRS.

MATERIALES Y METODOS

Planificador ELEMENTS v4.0 de Brainlab, Planificador Eclipse AXB v15, Acelerador lineal Truebeam con energías de fotones de 6,10,6FFF y 10FFF MV

Elements dispone de dos modelos de cálculo: Pencil Beam y Montecarlo. Los datos dosimétricos necesarios para ambos, utilizando el Modelo de Haz de Referencia son:

- 1 medida de dosis absoluta en Gy por 100UM (DFS=90cm z=10cm)
- 2 medidas de PDD CAX en agua (5x5 y 100x100)
- 4 medidas de Perfiles X en agua (5x5, 10x10 ,100x100 y 220x220)
- 4 medidas de Perfiles Y en agua (5x5, 10x10 ,100x100 y 220x220)
- 4 medidas de Factores de calibración en agua (5x5, 10x10, 100x100 y 220x220)

* Los tamaños de campo (mm) están definidos por MLC, aunque los colimadores primarios han de situarse en posiciones concretas para cada campo.

Una vez introducidos todos los datos y en función de los datos medidos de OF y anchura de penumbra para el tamaño de campo más pequeño (5mmx5mm), se selecciona el modelo de haz de referencia adecuado seleccionando un tamaño de fuente apropiado. Posteriormente se comprueba que la elección es buena para los demás tamaños de campo.

RESULTADOS

Se adjunta tabla1, donde se recoge una muestra de los test realizados y el criterio gamma utilizado para la comparación medido vs calculado en fotones de 6FFF.

6FFF

DOH-2. Campos cuadrados y rectangulares — Criterio de comparación γ: 2%,1mm / 2%,2mm

X x Y [cm]	PDD		Perfiles X (Profundidades: max, 5cm, 10cm y 20cm)			Perfiles Y (Profundidades: max, 5cm, 10cm y 20cm)		
	Build-up	> Zmax	Exterior	Penumbra	Interior	Exterior	Penumbra	Interior
1x1								
2x2								
3x3								
5x5								
10x10								
20x20								
20x3								
2x8								
12x8								
20x15								

DOH-3. Campos asimétricos

(X1,X2)(Y1,Y2)	Perfiles X (Profundidades: max, 5cm, 10cm y 20cm)			Perfiles Y (Profundidades: max, 5cm, 10cm y 20cm)			PDD	
	Exterior	Penumbra	Interior	Exterior	Penumbra	Interior	Build-up	> Zmax
(0,3)x(0,3)								
(3,0)x(0,3)								
(0,3)x(3,0)								
(3,0)x(3,0)								

DOH-3. Campos asimétricos

(X1,X2)(Y1,Y2)x	Perfiles X (Profundidades: max, 5cm, 10cm y 20cm)			Perfiles Y (Profundidades: max, 5cm, 10cm y 20cm)			PDD	
	Exterior	Penumbra	Interior	Exterior	Penumbra	Interior	Build-up	> Zmax
(0,3)x(0,3)								
(3,0)x(0,3)								
(0,3)x(3,0)								
(3,0)x(3,0)								

DOH-4. Variación con la DFS

mpo X x Y [	PDD		Perfiles X (Profundidades: 5cm, 10cm)			Perfiles Y (Profundidades: 5cm, 10cm)		
	Build-up	> Zmax	Exterior	Penumbra	Interior	Exterior	Penumbra	Interior
10x10								
5x5								

DOH-5. Giro Gantry

X x Y [cm]	PDD		Perfiles X (Profundidades: max, 5cm y 10cm)			Perfiles Y (Profundidades: max, 5cm y 10cm)		
	Build-up	> Zmax	Exterior	Penumbra	Interior	Exterior	Penumbra	Interior
10x10								

DOH-8. Campos irregulares (MLC)

MLCsolo[cm	Perfiles X (Profundidades: max y 10cm)			Perfiles Y (Profundidades: max y 10cm)		
	Exterior	Penumbra	Interior	Exterior	Penumbra	Interior
1x1						
2x2						
5x5						
10x10						

MLC [cm]	POSICIÓN MANDÍBUL	Perfiles X (Profundidades: max y 10cm)		
		Exterior	Penumbra	Interior
2x2	2,2X2,2			
5x5	5,2X5,2			
10x10	10,2x10,2			

Dosis Absoluta

	Col X,Y									
	X=10 Y=10	X=1 Y=1	X=2 Y=2	X=4 Y=4	X=8 Y=8	X=20 Y=20	X=6 Y=2	X=15 Y=10	X=20 Y=4	X=4 Y=8	X=20 Y=15
OF medido	1.0	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	0.8	1.0	0.9	0.9	1.1
calc Gg	0.623	0.439	0.508	0.548	0.604	0.674	0.531	0.637	0.585	0.571	0.664
OF CALC	1.000	0.705	0.815	0.880	0.970	1.082	0.852	1.022	0.939	0.917	1.066
Dif%	0.0%	-2.3%	1.2%	0.2%	-0.1%	0.3%	0.5%	0.2%	0.4%	0.2%	0.3%

	Col X,Y				
	X=10 Y=10	X1=0 X2=3 Y1=0 Y2=3	X1=3 X2=0 Y1=0 Y2=3	X1=0 X2=3 Y1=3 Y2=0	X1=3 X2=0 Y1=3 Y2=0
OF medido	1	0.826	0.827	0.828	0.829
calcPB Gg	0.623	0.519	0.519	0.519	0.519
OF CALC	1.000	0.833	0.833	0.833	0.833
Dif%	0.0	0.3	0.2	0.0	0.5

DFS= 90cm			
	X	5	10
	Y	5	10
OF medido		1.084	1.196
calc Gg		0.693	0.754
OF CALC		1.0963	1.2103
Dif%		1.14	1.19

COL5X5	MLC		
	1x1	2x2	3x3
OF medido	0.739	0.815	0.853
calc Gg	0.461	0.512	0.535
OF CALC	0.746	0.822	0.859
DIF(%)	0.1	0.8	0.7

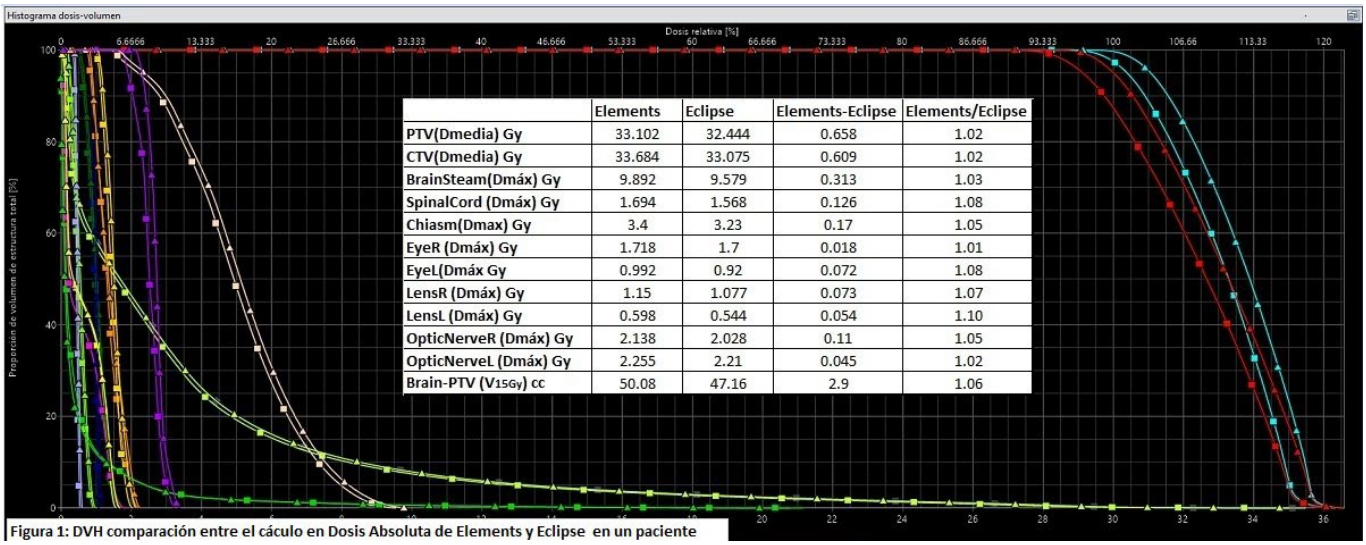
Tabla1: resumen del comisionado de ELEMENTS para 6FFF

DISCUSIÓN

Los resultados son muy aceptables, sobre todo para campos más pequeños, que son los de interés para SRS. Se observa un excelente modelado en la zona de la penumbra (100% para g =2%,1mm) . En otras zonas problemáticas (buildup, bajas dosis) se cumple el criterio 2%, 2mm, o 3%, 1mm.

CONCLUSIONES

El modelado de Elements a partir de haz de referencia es una opción muy recomendable para optimizar recursos y tiempo de máquina. En la Imagen1 se ofrece la comparación de cálculo de dosis absoluta Elements Montecarlo vs Eclipse AXB dosis medio en un paciente tratado con SRS.



	Elements	Eclipse	Elements-Eclipse	Elements/Eclipse
PTV(Dmedia) Gy	33.102	32.444	0.658	1.02
CTV(Dmedia) Gy	33.684	33.075	0.609	1.02
BrainSteam(Dmáx) Gy	9.892	9.579	0.313	1.03
SpinalCord (Dmáx) Gy	1.694	1.568	0.126	1.08
Chiasm(Dmax) Gy	3.4	3.23	0.17	1.05
EyeR (Dmáx) Gy	1.718	1.7	0.018	1.01
EyeL(Dmáx Gy	0.992	0.92	0.072	1.08
LensR (Dmáx) Gy	1.15	1.077	0.073	1.07
LensL (Dmáx) Gy	0.598	0.544	0.054	1.10
OpticNerveR (Dmáx) Gy	2.138	2.028	0.11	1.05
OpticNerveL (Dmáx) Gy	2.255	2.21	0.045	1.02
Brain-PTV (V_{15Gy}) cc	50.08	47.16	2.9	1.06

Figura 1: DVH comparación entre el cáculo en Dosis Absoluta de Elements y Eclipse en un paciente

MEDIDAS DE HETEROGENEIDADES CON MANIQUÍ ARCCHECK

Sanchez Ramos, A. (1); Pérez Rios, L. (1); Vicent Granado, D. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

Los planes de tratamiento de radioterapia llevan una verificación pretratamiento que puede realizarse con distintos maniquís que poseen detectores y permiten comparar los planos de dosis medidos con los calculados por el planificador. Esas comparaciones tendrán que cumplir unos criterios establecidos para considerarlo apto para tratar al paciente. Estos criterios nos permiten asegurar que la diferencia combinada de dosis y distancia entre ambos planos es despreciable.

MATERIAL Y MÉTODOS

El maniquí utilizado para este estudio es el ArcCheck de SunNuclear, el cual cuenta con 1386 detectores de estado solidos distribuidos a 2,9 cm por debajo de su superficie de manera helicoidal. Se trata de un maniquí cilíndrico hecho de PMMA (polimetilmetacrilato) y es hueco en su interior. Existe la opción de colocarle un inserto que rellena ese hueco, también de PMMA.

Se van a comparar diferentes planos de dosis obtenidos al irradiar el maniquí con y sin inserto en un acelerador Radixact. Para ello, se han realizado las pruebas sobre 9 tratamientos de 5 patologías diferentes (próstata, cáncer de cabeza y cuello, mama, mama con boost concomitante y recto). Los tratamientos han sido planificados con el planificador Precision de ACCURAY, versión 3.3.1.3. .Para todos los pacientes evaluados se han diseñado ambos planes de control de calidad, es decir, con y sin multiplug y se han comparado con las medidas realizadas de ambas formas.

RESULTADOS

Para todos los tratamientos analizados se ha obtenido un mejor resultado al irradiar el maniquí sin inserto. A nivel general, los peores resultados se han obtenido para las mamas y el recto, siendo siempre mejor el resultado con el maniquí hueco. Por el contrario, en las próstatas es donde mejores resultados se han obtenido.

DISCUSIÓN

Se ha evaluado la capacidad del software de planificación de calcular la dosis en medios heterogéneos. Al comparar el resultado obtenido al verificar los tratamientos se ha comprobado que los resultados son más fieles en el caso de medidas con aire en el interior del maniquí, en lugar de con el PMMA.

CONCLUSIONES

El planificador tiene un mejor rendimiento en los cálculos en los que atraviesa menos PMMA, por lo que concluimos que el cálculo en PMMA no está tan optimizado como en aire.

DOSIS BAJAS EN MAMA: TOMOHELICAL O TOMODIRECT

Sanchez Ramos, A. (1); Pérez Rios, L. (1); Vicent Granado, D. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

En este póster, se estudiarán las técnicas TomoHelical (TH) y TomoDirect (TD), en lo que refiere al impacto que tiene la elección de una u otra en las dosis bajas a órganos de riesgo en planes de mama.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza el planificador Precision versión 3.3.1.3. con algoritmo de convolución/superposición y rejilla de cálculo fina en todos los planes. Se evalúan 8 pacientes con fraccionamientos de 40.05 Gy en 15 días de tratamiento. Para cada paciente se realizan dos planes, uno en TomoHelical y otro en TomoDirect.

Para todos los planes hay que elegir ancho de mordaza, pitch y factor de modulación. Para todos planes se elegirá un ancho de mordaza de 5 cm. El pitch se define de manera diferente en TomoHelical (distancia que recorre la camilla por cada rotación de gantry) y TomoDirect (distancia que recorre la camilla por cada proyección del sinograma) y su valor depende de las características de cada plan. En cuanto al factor de modulación, se trata del valor del tiempo máximo de apertura de lámina dividido entre el tiempo medio de apertura de lámina y según vamos planificando optimizamos su valor.

RESULTADOS

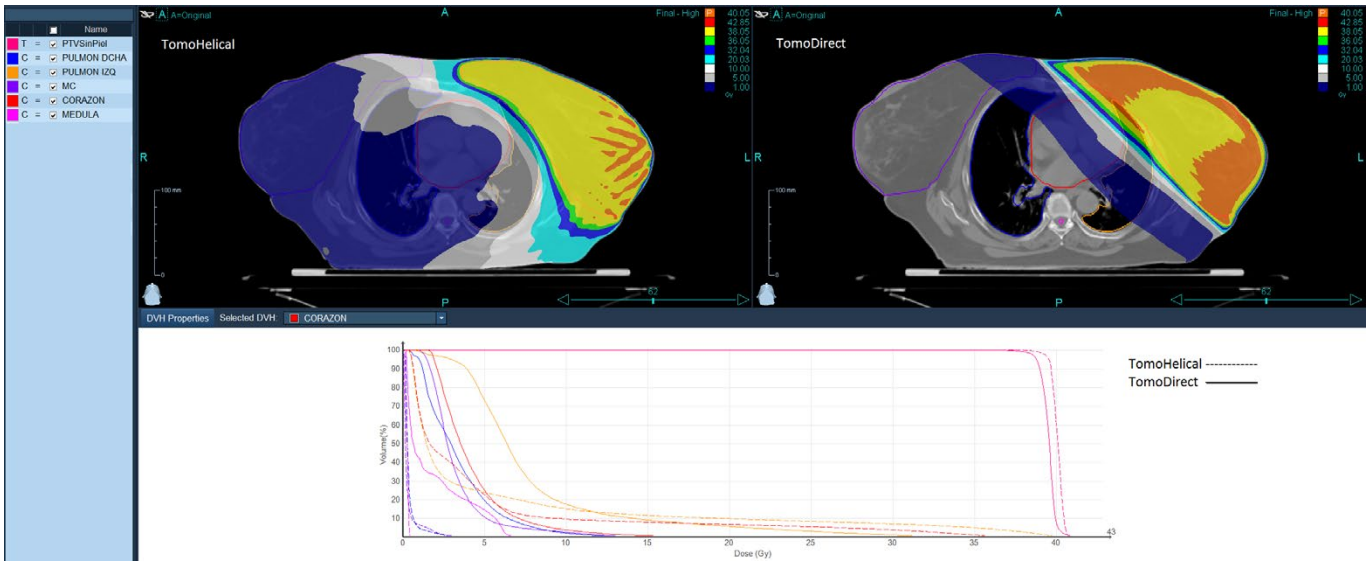
Se han logrado recubrimientos similares en los PTVs (Planning Target Volume) para ambas técnicas, es decir, el recubrimiento no se ha visto comprometido. Con respecto a los órganos de riesgo, TomoDirect ha mostrado reducir las dosis bajas. Es de resaltar que en mama contralateral las dosis medias bajan sustancialmente al usar TomoDirect, reduciendo los riesgos de padecer efectos estocásticos en el futuro.

DISCUSIÓN

Aunque en los planes realizados con TomoHelical obtenemos mayor conformación y evitamos las dosis altas en órganos de riesgo, en los realizados con TomoDirect obtenemos mejores resultados en dosis bajas, especialmente por debajo de los 10 Gy. Además, podemos abrir láminas extra para evitar infradosificaciones en la mama debido a la respiración o a movimientos involuntarios de las pacientes, que pueden suceder en tratamientos tan largos como son los de mama en Tomoterapia (alrededor de 10 minutos).

CONCLUSIÓN

La modalidad TomoDirect presenta ventajas que hacen que deba ser considerada a la hora de tratar a los pacientes ya que generalmente las dosis medias y las dosis bajas en órganos de riesgo quedan mejor. Además, permite expandir el haz abriendo láminas adicionales para evitar infradosificaciones debidas a movimientos respiratorios.



OAR	Parámetros analizados
Pulmón ipsilateral	Dmedia, V10Gy, V5Gy.
Pulmón contralateral	Dmedia, V10Gy, V5Gy
Mama contralateral	Dmedia, Dmáx, V10Gy, V5Gy
Corazón	Dmedia, Dmáx, V10Gy, V5Gy

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA CALIDAD DE LOS TRATAMIENTOS DE SBRT Y SRS EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS

Sabin San Julian, C. (1); Garrido Bretón, C. (1); Romero Pérez, K. (2); Díaz Calzadilla, P. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias; (2) Universidad de La Laguna

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de SBRT y SRS se imparten altas dosis en pocas fracciones en función de la localización y las características de la lesión a tratar. Por tanto, se exige el empleo de técnicas que conformen al máximo la dosis al volumen de tratamiento y minimicen la dosis en su entorno. Con el fin de evaluar cuantitativamente un plan de tratamiento existen en la literatura varios parámetros

que permiten integrar información clínica, dosimétrica y geométrica para cuantificar el grado de consistencia entre las isodosis y los contornos del tumor y los tejidos sanos.

En este estudio hemos recopilado datos dosimétricos de SBRT y SRS realizados en el Hospital Universitario de Canarias durante los años 2022 y 2023 para determinar la calidad de los tratamientos.

METODOLOGÍA Y RESULTADOS

Hemos evaluado un total de 64 tratamientos de SBRT de pulmón y 33 tratamientos de SRS de metástasis cerebrales planificados en Eclipse v.13.6 con técnica VMAT e impartidos en acelarador lineal Truebeam de Varian.

Para cada tratamiento se han calculado los siguientes índices de conformidad (IC) y gradiente (IG):

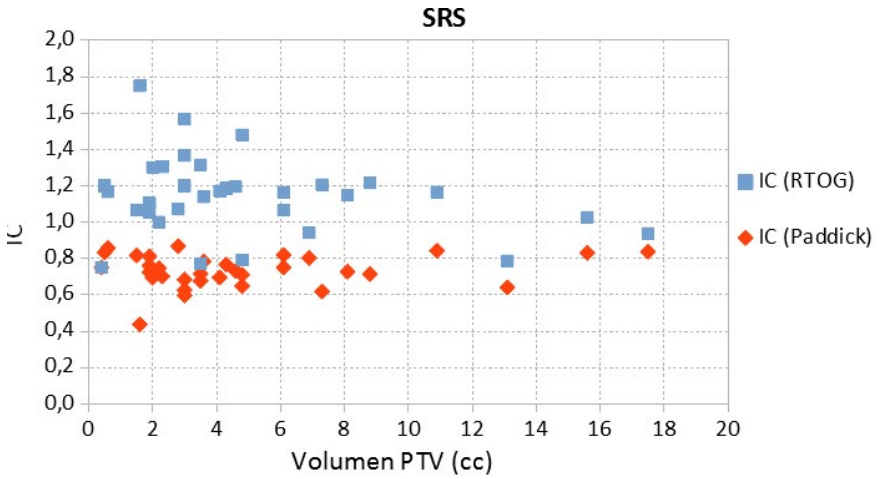
- IC RTOG: cociente entre el volumen de la isodosis de referencia (V_{RI}) y el volumen del blanco (TV).
- IC de Paddick, definido como $IC_{Paddick}=(TV_{RI})^2/(TV \cdot V_{RI})$, donde TV_{RI} es el volumen del blanco cubierto con la isodosis de referencia.
- IG RTOG: cociente entre el volumen de la isodosis del 50% de la prescripción ($V_{50\%}$) y TV.
- IG de Paddick, definido como $V_{50\%}/V_{RI}$.

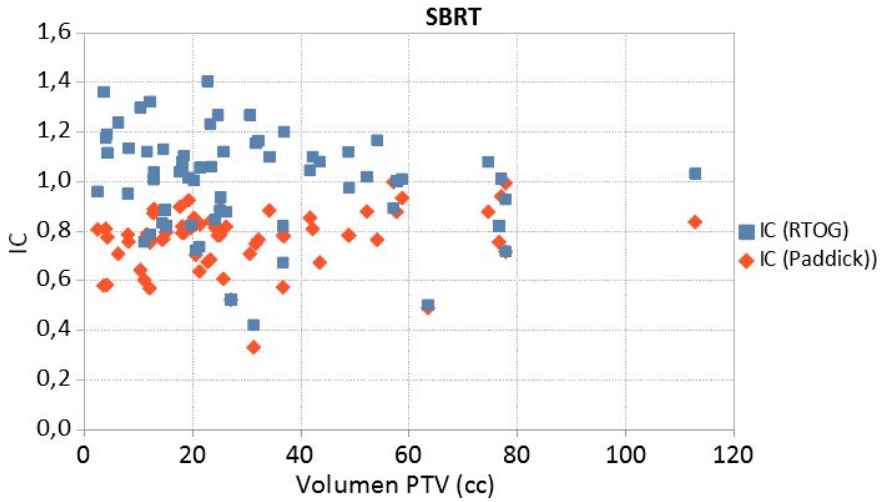
Una conformación ideal corresponde a IC=1. Valores mayores indican que el volumen irradiado es mayor que el volumen a tratar y valores inferiores indican que el volumen generado por la isodosis de cubrimiento es menor que el volumen de tratamiento. En cuanto al IG, relacionado con la caída del perfil de dosis fuera del PTV, los valores ideales dependen del volumen tratado (véase RTOG-0813).

En la siguiente tabla se muestran los valores obtenidos para los distintos índices evaluados:

	SBRT				**SRS**			
Nº casos	64				33			
	Media	Mínimo	Máximo	Desviación estándar	Media	Mínimo	Máximo	Desviación estándar
Volumen PTV (cm^3)	30,64	2,50	112,80	22,97	5,68	0,40	30,9	4,21
IG_{RTOG}	4,92	1,52	10,53	1,45	4,71	3,06	8,75	1,19
$IG_{Paddick}$	5,10	1,30	13,92	1,95	4,27	2,78	7,59	1,15
IC_{RTOG}	1,00	0,42	1,40	0,20	1,13	0,75	1,75	0,22
$IC_{Paddick}$	0,77	0,33	1,00	0,12	0,73	0,44	0,87	0,09

En la siguiente gráfica se muestra la distribución de índices de conformidad frente a volumen del PTV para ambos tipos de tratamiento:





En promedio los IC RTOG se encuentran cerca del valor ideal. El IC de Paddick, que tiene en cuenta simultáneamente la dosis en el PTV y fuera de éste, es un ~25% inferior. Los valores extremos corresponden a tratamientos con más de un PTV y/o tratamientos en los que no se ha conseguido un buen cubrimiento.

Para volúmenes pequeños, existe una mayor dispersión en ambos índices debido a la dificultad para conformar la dosis. A medida que aumenta el tamaño del PTV los índices se acercan más a la unidad.

CONCLUSIONES

Los tratamientos de SRS y SBRT en el HUC se realizan considerando las recomendaciones de los índices de conformación y gradiente descritos en la literatura.

BIBLIOGRAFÍA

Bezjak et al. 2019, RTOG-0813, Journal of Clinical Oncology, vol. 37, 15 Fernández León et al. 2017, Rev. Fís. Med. 18(2); 77-142

Paddick et al. 2006, Journal of Neurosurgery 105 Suppl (2006): 194-201

ELECCIÓN DEL NÚMERO DE ISOCENTROS PARA DE TRATAMIENTOS DE TLI CON VMAT

Huertas Martínez, C. Á. (1); Ferrer, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); García Riñón, D. (1); Sánchez López, R. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Rodríguez Roldán, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz (Madrid)

INTRODUCCION

La Irradiación Linfoide Total, (TLI, acrónimo en inglés) tienen como objetivo suprimir el sistema inmunológico previo a un trasplante de medula ósea. Consiste en irradiar los ganglios linfáticos, por lo que la longitud PTV suele ser extensa.

En nuestro centro se hace el tratamiento en tomoterapia, que permite irradiar una longitud mayor de tejido sin necesidad de reposicionar al paciente. También se prepara el tratamiento para un acelerador convencional en VMAT, como backup, que requiere varios isocentro . Así se asegura que se respetan los tiempos del procedimiento preimplante. Tradicionalmente se ha usado el tratamiento VMAT con el minimo número de isocentros para reducir tanto el tiempo de tratamiento como la incertidumbre en las zonas de solape. Pero tiene el inconveniente de emplear campos mayores que la imagen de CBCT de colocación.

En este trabajo vamos evaluar las diferencias en la distribución de dosis del tratamiento VMAT con 2 isocentros y campo 40x40cm y el tratamiento VMAT con 3 isocentros y tamaño de campo limitado a 28cm en longitudinal, tamaño máximo de panel de imagen.

MATERIAL Y METODOS

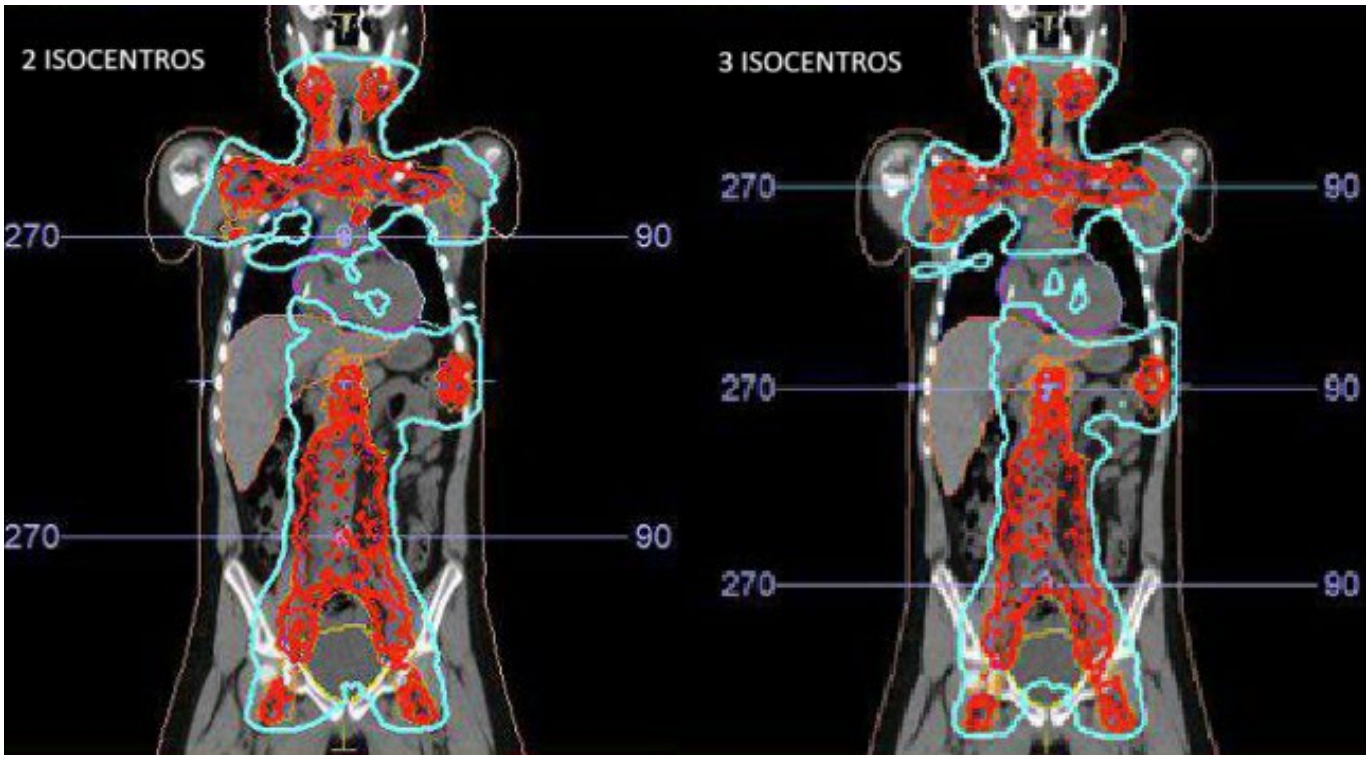
La planificación se realiza en el planificador Precision para un Tomotherapy HI-Art. Los VMAT para un Elekta Synergy y planificador Monaco v6.

En el caso del tratamiento VMAT con 2 isocentros se deja libertad al tamaño de campo y en el caso de 3 isocentros se limita a 14 cm en longitudinal por cada lado.

El tratamiento se prescribe a 8 Gy al 85% del PTV en 4 sesiones. Para la evaluación se recoge el tanto por ciento de los volúmenes de PTV a 105%, 100% y 95 % de la dosis prescrita. Para los órganos de riesgo, las dosis medias y el volumen en centímetros cúbicos de la dosis prescrita y la del 50%. También se recogen los tiempos de irradiación.

RESULTADOS

	VMAT 2 isos	VMAT 3 isos	tomoterapia
vol PTVn_8Gy (cc)	2347	2347	2347
V105%	3,38	2,18	0,3
V100%	85	85	85,1
V95%	98,9	98,9	97,2
DmRiñonD (cGy)	331,7	320,6	316
DmRiñonI (cGy)	343,8	338,2	360
DmPulmonD (cGy)	306,6	305,5	319
DmPulmonI (cGy)	365,9	358,3	411
Corazón (cGy)	290,2	279,3	315
V50% patient (cc)	12982	12492	11299
V100% patient (cc)	2196	2039	2072
Tiempo Irradiación	603,7	883,17	1082,4



DISCUSION

Los tres tratamientos evaluados consiguen similares dosis a órganos de riesgo, sin embargo, la conformación de la dosis es mejor para la tomoterapia seguida por el tratamiento de VMAT con 3 isocentro y por último el de 2 isocentro. Sin embargo los tiempos de tratamiento son mayores en el orden inverso.

CONCLUSION

En los tratamientos pediátricos se busca tanto reducir el tiempo de tratamiento como reducir las dosis bajas, ya que así se reduce el riesgo de cánceres secundarios.

En nuestro caso, se prioriza la reducción de las dosis bajas, por lo que el tratamiento estándar es el de tomoterapia y se elige como tratamiento de backup el VMAT con 3 isocentros. Aunque cuantos más isocentros más incertidumbre se tienes en la zona de solapamiento de campos, en nuestro caso, se reducen las incertidumbres al limitar el tamaño campo al rango longitudinal del panel de imagen, es decir, 28 cm y poder ver en el CBCT de posicionamiento toda la región a tratar.

Solo en casos de pacientes poco colaborativos o que requieran anestesia y se quiera reducir el tiempo de tratamiento se elige como backup el tratamiento VMAT con 2 isocentros.

EVALUACIÓN DE ÍNDICES DE COMPLEJIDAD Y RELACIÓN CON MEDIDAS DE QA DE PACIENTES

Martinez Barrio, D. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Alvarez Sanchez, V. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Bermudez Luna, R. (1); Gañan Mora, A. (1); Martorell Ruiz, M. (1)
(1) Hospital Clinico San Carlos

INTRODUCCION

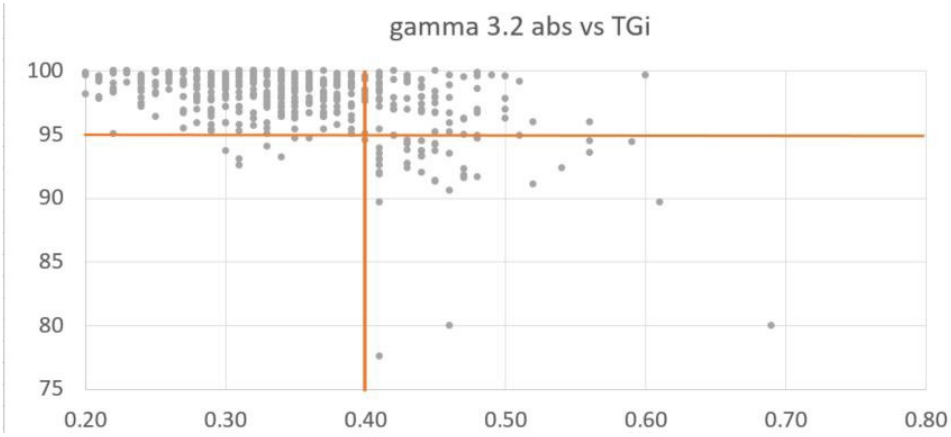
El uso de índices de complejidad para estimar como de simple o complejo resulta un plan de tratamiento puede resultar de utilidad a la hora de posibles descartes en medidas de dosis a paciente, mediante el uso de niveles escalón (thresholds). Se investiga esta posibilidad en el presente trabajo para las métricas TGi, mean MLC gap y MCS y su relación con la métrica γ (3%, 2mm) y la dosis en isocentro medida con cámara.

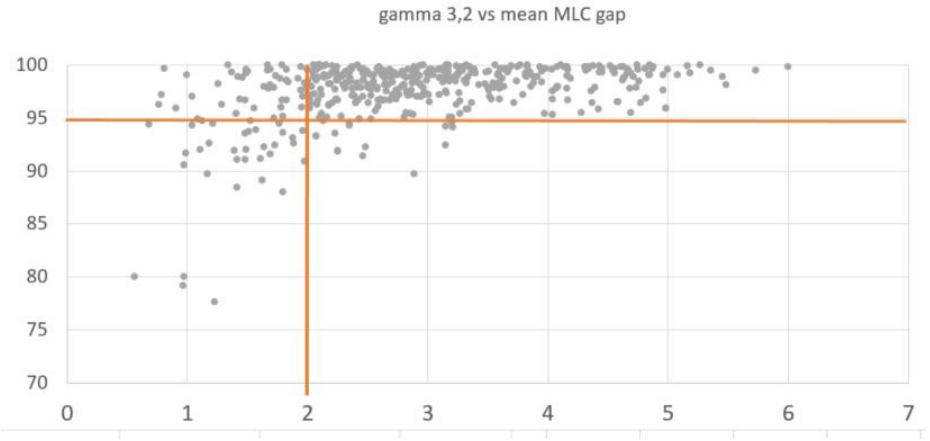
MATERIAL Y MÉTODOS

La dosimetría a paciente se evalúa para 500 pacientes con el equipo archeck (sun nuclear) y con medida de cámara de ionización, tipo pin point de PTW, en el isocentro. Se usan scripts en eclipse para la obtención de los índices de complejidad citados.

RESULTADOS

Eligiendo los thresholds combinados de mean TGi < 0.4; MCS > 0.11 y mean MLC gap> 2, se obtienen siempre valores de γ(3,2) >95% y desv dosis en ISO <4%, resultando en una obtención en las curvas ROC de una sensibilidad del 100% para los 500 casos analizados (0 falsos negativos, siendo falso negativo que predice que no hay que medir y sale mal la medida: γ(3,2) <95% y/o desv dosis iso >4%). Por otro lado, la especificidad es mala, debido a un número elevado de falsos positivos (n=105), hecho que influye en medidas conservativas adicionales que no hubieran sido necesarias al salir bien. Estos thresholds dan lugar a un ahorro de medidas del 63%. Se adjunta gráfica para el caso de TGi y mean MLC gap, con los escalones elegidos de TGi <0.40 y mean MLC gap >2cm.





DISCUSIÓN

Si bien la correlación individual de cada índice es mala, el hecho de tener una muestra tan grande con una sensibilidad del 100% en el uso combinado de índices, avalaría su uso como método predictivo. Los falsos positivos resultan en predicción que hay que medir medidas realizadas en casos más complejos que han resultado con γ(3,2)>95% y desv dosis en ISO<4%, siendo este caso, como se ha citado, una medida conservativa.

Se pretende además añadir una métrica más por cada patología, los gráficos de control de residuos (T de Hotelling), desarrollada ya en nuestro centro para el caso de próstata, así como soluciones de clase basadas en Rapid Plan de varian.

CONCLUSIONES

Se presenta en este trabajo un procedimiento para, usando índices de complejidad, predecir si hay que realizar medida de QA de paciente o no. Se verifica para 500 pacientes, resultando en una sensibilidad optima del 100% para los thresholds seleccionados. Se añadirán en un futuro otras métricas como la T de Hotelling para diferentes patologías, así como soluciones de clase con Rapid plan.

METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN DE SISTEMA REDUNDANTE DE CÁLCULO DE DOSIS SCIMOCA

Cano Iglesias, E. (1); García Baltar, J. A. (2); Vicente Hernández, F. J. (2); Sedano Ferreras, P. (2); Nuño Rodríguez, C. (2)
(1) HC Marbella y Hospital Universitario Reina Sofía; (2) HC Marbella

INTRODUCCIÓN

Los sistemas redundantes de cálculo de dosis permiten verificar los planes de tratamientos comparando los histogramas dosis volumen (HDV) del planificador (TPS) con el obtenido mediante un segundo cálculo independiente. Se presenta una validación estadística realizada al sistema SciMoca (algoritmo Montecarlo) utilizado sobre el TPS RayStation 2023B (algoritmo Collapsed Cone) para el equipo de Radixact v2 del HC International Hospital Marbella.

METODOLOGÍA

Se seleccionaron tres patologías comunes: mama a 40.05 Gy en 15 fracciones, próstata a 60 Gy en 20 fracciones y pulmón a 60 Gy en 30 fracciones. Se calculó el tamaño muestral para obtener resultados con precisión del 5% y seguridad del 90%.

Se seleccionaron criterios de planificación de órganos de riesgo (OAR) y volumen objetivos de planificación (PTV) para el análisis. En pulmones:

- D, $D_{30\%}$: Pulmones sanos.
- $D_{0.03cc}$: Médula.
- $D_{95\%}$, D_{PTV}, $D_{2\%}$: PTV.

Para próstata:

- $D_{50\%}$, $D_{25\%}$, D_{max}: Vejiga.
- $D_{50\%}$, $D_{25\%}$: Recto.
- $D_{95\%}$, D_{PTV}, $D_{2\%}$: PTV.

Para la mama:

- D_{cor}: Corazón.
- D, $D_{30\%}$: Pulmones.
- $D_{95\%}$, D_{PTV}, $D_{2\%}$: PTV.

Se analizaron las diferencias con la prueba t de Student, cuya hipótesis nula indicó medias iguales; la prueba de Siegel- Tukey, cuya hipótesis nula indicó igualdad de varianzas; y la prueba de Kolmogorov-Smirnov, cuya hipótesis nula indicó que las muestras provenían de una misma distribución.

RESULTADOS

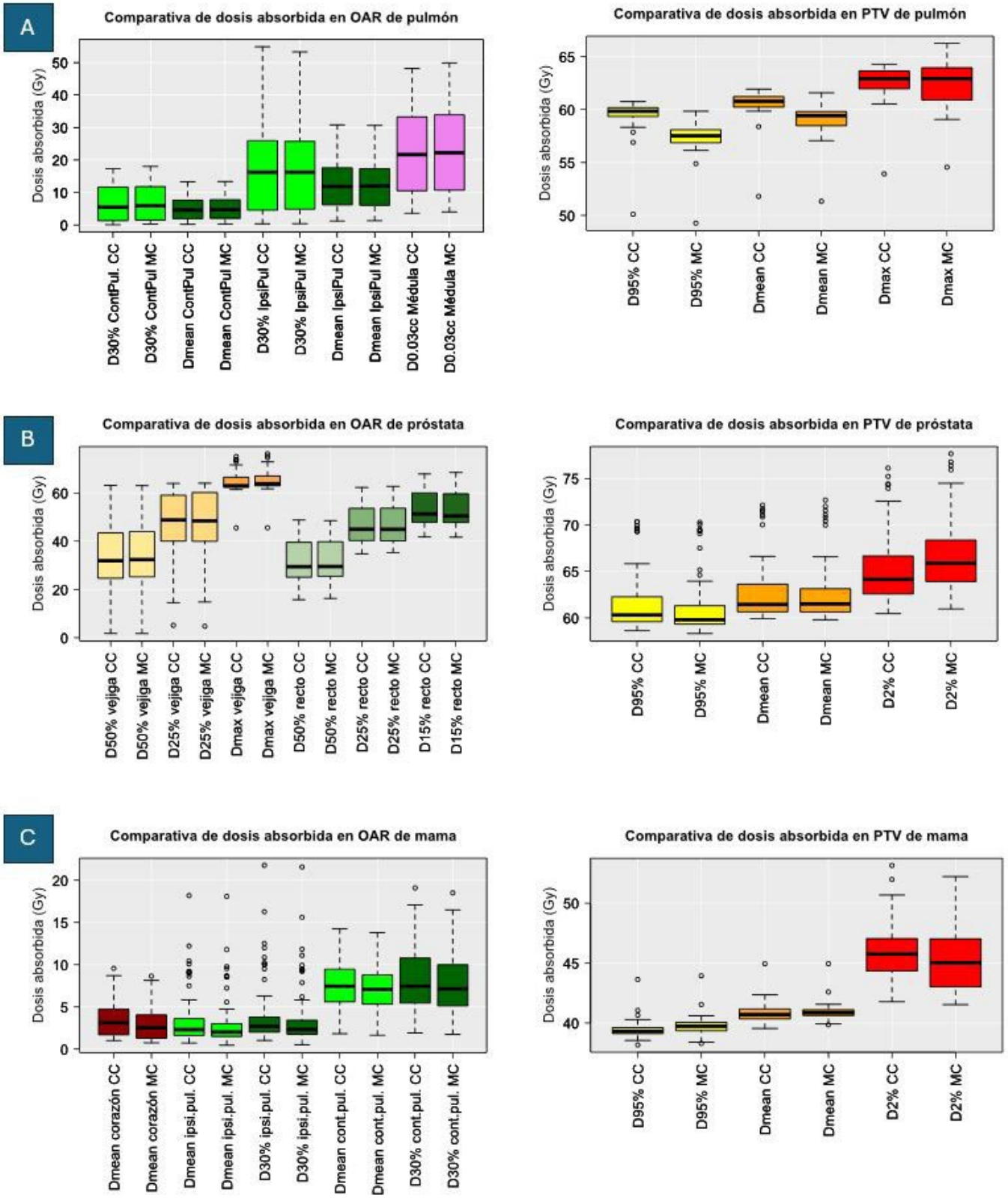
Se realizó una selección aleatoria de 44 planificaciones mamas, 55 próstatas y 42 pulmones.

En la tabla 1 se muestran los resultados del análisis, primero el cálculo con RayStation (CC), seguido de SciMoca (MC) y las pruebas estadísticas.

Pulmón								
	$D_{30\%\ ipsilat.}$	$\overline{D_{ipsilat.}}$	$D_{30\%\ contra.}$	$\overline{D_{contra.}}$	$D_{0.03cc\ Méd.}$	$D_{95\%\ PTV}$	$\overline{D_{PTV}}$	$D_{2\%\ PTV}$
Media CC	17.4 [22.6-12.2]	13.0 [16.0-10.1]	6.5 [8.4-4.6]	4.9 [6.3-3.7]	23.2 [28.1-18.3]	59.3 [60.0-58.7]	60.5 [61.1-59.7]	62.6 [63.3-61.9]
Media MC	17.4 [22.5-12.3]	13.0 [15.9-10.1]	6.7 [8.7-4.8]	5.1 [6.4-3.8]	23.8 [28.8-18.8]	57.3 [57.9-56.7]	59.0 [59.6-58.4]	62.4 [63.2-61.5]
Test t (p)	0.998	0.967	0.879	0.879	0.866	<0.001	0.001	0.665
Test ST (p)	0.794	0.987	0.792	0.755	0.817	0.304	0.891	0.023
Test KS (p)	0.999	0.999	0.967	0.964	0.999	<0.001	<0.001	0.158
Próstata								
	$D_{50\%\ vejiga}$	$D_{25\%\ vejiga}$	$D_{max\ vejiga}$	$D_{50\%\ recto}$	$D_{25\%\ recto}$	$D_{95\%\ PTV}$	$\overline{D_{PTV}}$	$D_{2\%\ PTV}$
Media CC	33.9 [38.2-29.6]	47.6 [51.5-43.8]	64.6 [66.0-63.3]	31.9 [34.4-29.5]	46.6 [48.9-44.3]	62.0 [63.0-60.9]	63.2 [64.3-62.1]	65.6 [66.7-64.4]
Media MC	34.1 [38.4-29.9]	47.4 [51.3-43.6]	65.3 [66.7-64.0]	32.1 [34.5-29.7]	46.6 [48.8-44.4]	61.4 [62.5-60.4]	63.0 [64.1-62.0]	67.0 [68.2-65.8]
Test t (p)	0.940	0.939	0.475	0.903	0.993	0.484	0.840	0.086
Test ST (p)	0.820	0.853	0.041	0.929	0.968	0.237	0.956	0.170
Test KS (p)	1.000	0.997	0.036	1.000	1.000	0.257	0.703	0.036
Mama								
	$\overline{D_{cor}}$	$\overline{D_{ipsipul.}}$	$D_{30\%\ ipsipul.}$	$\overline{P_{contpul.}}$	$D_{30\%\ contpul.}$	$D_{95\%\ PTV}$	$\overline{D_{PTV}}$	$D_{2\%\ PTV}$
Media CC	3.4 [3.9-3.0]	3.4 [4.0-2.7]	3.8 [4.6-3.1]	7.4 [8.0-6.8]	8.1 [8.9-7.3]	39.5 [39.9-39.0]	40.8 [41.1-40.6]	46.0 [46.8-45.3]
Media MC	3.0 [3.4-2.5]	3.0 [3.7-2.4]	3.5 [4.2-2.7]	7.0 [7.6-6.4]	7.6 [8.4-6.8]	39.7 [40.0-39.1]	40.9 [41.2-40.7]	45.4 [46.2-44.6]
Test t (p)	0.104	0.486	0.488	0.340	0.351	0.496	0.513	0.218
Test ST (p)	0.491	0.664	0.726	0.506	0.841	0.564	0.030	0.024
Test KS (p)	0.057	0.251	0.254	0.707	0.832	0.216	0.205	0.063

TABLA 1. Valoración de criterios de planificación calculados con CC y MC, junto a test estadísticos para comparar medias, varianzas y muestras.

En el panel A de la figura 1 se muestran los diagramas de cajas y bigotes para los OAR y el PTV de pulmón, en el panel B para próstata y en el C para mama.



Gráfica 1. Diagrama de cajas de bigotes para comparar resultados obtenidos con algoritmo Collapsed Cone (CC) y algoritmo de Monte Carlo (MC) en tratamientos de pulmón, próstata y mama.

DISCUSIÓN

El cálculo redundante de dosis es ya una práctica habitual en servicios españoles. Además, será una exigencia legal según el proyecto de Real Decreto de garantía de calidad en radioterapia.

Esta comparativa no solo es útil para conocer el sistema y entender las incertidumbres de resultados, sino también un método de validación de algoritmo de RayStation frente a otro inicialmente superior en cuento a precisión y potencia. Únicamente en PTV

pulmón se observan diferencias significativas, con una infradosificación de CC. Esto es debido a cambios bruscos de densidad electrónica en el camino del haz de radiación, donde MC se muestra superior. No obstante, la diferencia observada presenta una significación clínica irrelevante, por lo que no parece resultar que el algoritmo montecarlo frente al collapsed cone de RayStation presente una amplia ventaja.

RESULTADOS

Se demuestra que SciMoca ofrece resultados compatibles con el TPS. Podemos asegurar que el algoritmo de cálculo del RayStation se encuentra en concordancia con los resultados obtenidos mediante Monte Carlo con el software de cálculo redundante de dosis SciMoCa.

VERIFICACIÓN DE LA ESTABILIDAD DEL ÍNDICE GAMMA EN ACELERADORES GEMELOS

Pérez Segura, J. (1); Hernández Concepción, E. (2); Garrido Bretón, C. (2); Díaz Calzadilla, P. (2); Piqueras Guardiola, F. (2); Hernández Leal, P. A. (1)

(1) Universidad de La Laguna; (2) Hospital Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

Contar con aceleradores gemelos en radioterapia facilita la gestión de los tratamientos porque no es necesario pausar el tratamiento si uno de los dos aceleradores no está operativo.

Los objetivos de este trabajo son:

a) verificar que los dos aceleradores lineales de electrones TrueBeam del Hospital Universitario de Canarias (HUC) son gemelos, para fotones de 6MV con filtro aplanador.

b) comprobar la estabilidad del valor del índice gamma en un mismo acelerador medido en días distintos, para la misma energía.

MATERIAL Y MÉTODOS

Irradiamos los planes de QA de diez tratamientos de VMAT, tres veces en cada acelerador (TB1 y TB2), en diferentes fechas, para observar la estabilidad del índice gamma de cada tratamiento en un acelerador dado, así como la relación entre los resultados obtenidos cambiando de acelerador. Para ello utilizamos el detector Arccheck y el software SNC Patient, empleando como criterio los resultados del análisis del índice $\gamma(20, 3, 3)$ y $\gamma(10, 3, 2)$. Para evaluar la estabilidad del índice gamma del QA de un paciente en un acelerador dado, en diferentes fechas, calculamos $M_{i,j} = 100 \cdot (M_j - M_i)/M_i$ con $i \neq j$ $i, j = 1, 2, 3$ representando a qué fecha corresponde. M_i es el valor de gamma obtenido en la medida i en el mismo acelerador. Para evaluar la gemelización de ambos aceleradores, calculamos

$\Lambda_i = 100 \cdot (M_{i,TB2} - M_{i,TB1})/ M_{i,TB1}$ con i=1, 2, 3, siendo $M_{i,TB}$ el valor del índice gamma medido en la fecha i en el acelerador del subíndice.

RESULTADOS

La tabla 1 muestra las relaciones $M_{i,j}$ entre las medidas realizadas en diferentes fechas para el acelerador TB1 (izquierda) y para el acelerador TB2 (derecha):

Medida	TrueBeam1						TrueBeam2					
	M12		M13		M23		M12		M13		M23	
	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)
Paciente 1	0,61	-2,87	-0,20	-0,10	-0,81	2,85	0,00	-2,87	0,10	-0,72	0,10	2,22
Paciente 2	-2,30	-2,21	-1,70	-1,71	0,62	0,51	-2,50	-2,21	-2,70	-2,51	-0,21	-0,31
Paciente 3	-2,20	-1,71	-2,20	-1,61	0,00	0,10	-0,41	0,73	-0,31	1,56	0,10	0,83
Paciente 4	0,51	1,33	0,51	1,02	0,00	-0,30	-0,10	0,92	-0,10	0,92	0,00	0,00
Paciente 5	-2,40	-2,40	-2,40	-2,90	0,00	-0,51	-3,90	-2,81	-3,20	-2,91	0,73	-0,10
Paciente 6	-0,10	-1,82	-0,71	-2,12	-0,61	-0,31	-2,30	-2,31	-1,80	-3,92	0,51	-1,65
Paciente 7	-1,50	-1,80	-1,30	-1,50	0,20	0,31	-1,40	-0,80	-1,90	-1,51	-0,51	-0,71
Paciente 8	-2,40	-2,32	-2,10	-2,72	0,31	-0,41	-2,60	-2,63	-3,10	-2,03	-0,51	0,62
Paciente 9	-1,91	1,35	-1,71	1,55	0,20	0,20	-1,11	-0,81	-1,41	-0,81	-0,31	0,00
Paciente 10	-1,32	3,51	-1,82	2,23	-0,51	-1,23	-3,10	-3,03	-2,10	-1,52	1,03	1,56

TABLA 1. Relaciones Mi,j entre medidas en el TB1 y en el TB2 en diferentes fechas.

La tabla 2 muestra las relaciones Λi entre las medidas del acelerador en fechas cercanas para el TB1 y TB2:

Medida	Δ1		Δ2		Δ3	
	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)	γ (20,3,3)	γ (10,3,2)
Paciente 1	0,61	0,00	0,00	0,00	0,92	-0,62
Paciente 2	0,20	0,00	0,00	0,00	0,82	0,82
Paciente 3	-1,90	-3,32	-0,10	-0,92	0,00	-0,20
Paciente 4	0,20	0,20	-0,40	-0,20	-0,40	0,10
Paciente 5	0,00	-0,30	-1,54	-0,72	-0,82	-0,31
Paciente 6	1,73	0,51	-0,51	0,00	0,62	-1,34
Paciente 7	0,20	-0,60	0,31	0,41	-0,41	-0,61
Paciente 8	0,00	-0,50	-0,20	-0,83	-1,02	0,21
Paciente 9	-0,50	2,18	0,31	0,00	-0,20	-0,20
Paciente 10	1,32	5,21	-0,51	-1,44	1,03	1,35

TABLA 2. Relaciones Λi entre el valor gamma obtenido para un mismo paciente medida en el TB1 y en el TB2.

DISCUSIÓN

En cuanto a la estabilidad temporal del índice gamma dentro de un mismo acelerador, aunque la diferencia máxima para un mismo paciente fue de un 3,9% (cáncer de faringe) en el TB2, la media se encuentra en torno a un 1% para ambos criterios de análisis gamma.

En cuanto a la verificación de la gemelización, el 91,7% de las medidas del TB2 difieren dentro del intervalo ±1,5% respecto a la medida del TB1 para el criterio γ(10, 3, 2). Las diferencias mayores se encuentran para la primera medida. Si se usa el criterio γ(20, 3, 3), todas las medidas se encuentran en el intervalo ±2%.

CONCLUSIONES

Podemos afirmar que ambos aceleradores son gemelos para la energía de 6 MV con filtro aplanador, pudiéndose realizar el control de calidad de los tratamientos indistintamente en cualquier acelerador.

Las fluctuaciones temporales observadas no afectan a la conclusión anterior.

OPTIMIZACIÓN DEL PARÁMETRO DLG Y ANÁLISIS DE SU IMPACTO EN PLANES CLÍNICOS EN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSETM

González Kölmel, E. (1); Salas Mellado, A. (1); Facal Molina, I. (1); Luna Vega, V. (1); Sánchez García, M. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago

INTRODUCCIÓN

El modelado preciso del multiláminas (MLC) por parte del sistema de planificación de tratamientos (TPS) es fundamental en las técnicas de radioterapia de intensidad modulada. Típicamente, los modelos de MLC presentan un diseño de "*tongue and groove*" (T&G) para reducir la transmisión. El planificador Eclipse modela el MLC utilizando dos parámetros: "transmisión de las láminas" y "*dosimetry leaf gap*" (DLG), con un parámetro de T&G fijo, lo que potencialmente conduce a discrepancias entre las dosis medidas y planificadas. En [1,2] se propone un método para considerar esto y aumentar aún más la precisión del TPS.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se midieron los parámetros de DLG óptimos en un Clinac con MLC Millenium120 y un Truebeam con MLC HD120 siguiendo el método propuesto en [1,2]. El TPS utilizado fue Eclipse en las versiones v13.6 y v15.6; para cada versión se utilizaron los algoritmos de cálculo AAA y AcurosXB con resoluciones de malla de 0.1 y 0.25 cm.

Los DLG óptimos se introdujeron en un TPS de investigación y se utilizaron para calcular planes clínicos, que posteriormente se compararon con las medidas experimentales obtenidas con un Octavius4D utilizando un Test γ(3%,3mm). Se evaluaron distintos indicadores de complejidad de los planes con un programa en Python como SAS (*Small Aperture Score* [3]), PI (*Plan Irregularity* [4]) y TGi (*Tongue and Groove index* [5]).

RESULTADOS

No hay diferencias significativas en los cálculos obtenidos con el TPS con distintos tamaños de rejilla para el cálculo de dosis, pero las diferencias encontradas entre las dosis medidas y planificadas son considerablemente menores en Eclipse v15.6 (Figura 1) para ambos modelos de MLC. En la tabla 1 se muestran el resultado obtenido para el parámetro de DLG óptimo en un MLC HD120 en distintos casos de algoritmo de cálculo, tamaño de rejilla y versión de TPS.

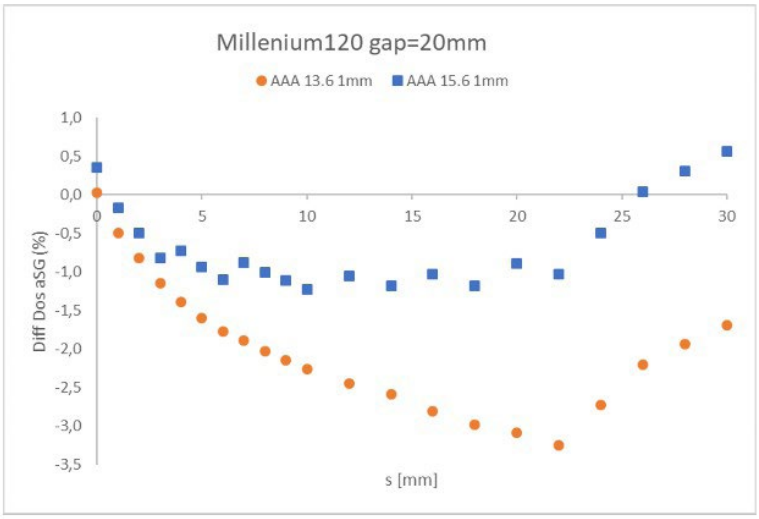


Figura 1: Diferencia de dosis relativa entre las medidas y las dosis calculadas con el TPS en versión 13.6 y 15.6 para el modelo de MLC Millenium120. Test tipo aSG con gap (distancia entre láminas opuestas) de 20mm.

		v13.6	v15.6			
Optimal DLG [mm]	s [mm]	AAA 0,1cm	AAA 0,1 cm	AxB 0,1 cm	AAA 0,25 cm	AxB 0,25cm
	0	-0,05	-0,01	-0,02	-0,05	-0,01
	2	0,28	0,24	0,23	0,20	0,17
	5	0,49	0,30	0,28	0,26	0,30
	10	0,59	0,25	0,24	0,29	0,25
	16	0,77	0,27	0,26	0,24	0,19
	20	0,87	0,22	0,21	0,19	0,22

Tabla 1. Resultados para el parámetro de DLG óptimo encontrados en el caso del MLC HD120 para diferentes algoritmos de cálculo (AAA y AxB), versión de Eclipse o tamaño de rejilla de cálculo (0.1 cm o 0.25 cm)

Una vez obtenido el parámetro de DLG óptimo, encontramos una mejor concordancia en el test aSG, pero los resultados del test SG empeoraron (ambos test propuestos en [1,2]). En los planes clínicos, las modificaciones del DLG condujeron a una mejor concordancia en planes con un índice de T&G más bajo.

CONCLUSIÓN

Se han encontrado diferencias significativas entre los DLG óptimos para v13.6 y v15.6. El DLG óptimo mejora la concordancia con el TPS, especialmente en planes con un índice T&G más bajo, lo que indica que el ajuste del DLG puede estar compensando otros efectos además del T&G como los factores de campo.

REFERENCIAS

(ver referencias completas en fichero adjunto)

Hernandez, Victor et al. doi:10.1088/1361-6560/aaf098

Saez, Jordi et al. doi:10.1088/1361-6560/ab8cd5

Crowe, S B et al. doi:10.1007/s13246-014-0274-9

Du, Weiliang et al. doi:10.1118/1.4861821

Vieillevigne, Laure et al. doi:10.1002/acm2.12656

DOSMETRÍA EN PIEL EN TRATAMIENTOS INTRAOPERATORIOS DE MAMA

Fernández Belmonte, F. (1); Garrido Bretón, C. (2); Sabín San Julián, C. (2); Díaz, P. (2); Piqueras Guardiola, F. (2)
(1) Hospital De León; (2) Hospital Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

En el año 2019 el Hospital Universitario de Canarias (HUC) adquirió un equipo diseñado ex profeso para realizar intervenciones de radioterapia intraoperatoria de mama, el ioRT-50 de Eckert & Ziegler BEBIG. Este equipo permite, tras la tumorectomía y en el propio quirófano, irradiar el lecho tumoral con rayos-x de baja energía, empleando para ello aplicadores esféricos de distinto radio.

Debido a las características de la radiación, del procedimiento y de la prescripción clínica es posible que la dosis recibida en la piel de la mama sea superior a 6 Gy, por lo que es necesario medirla y garantizar que no alcanza valores demasiado elevados.

MATERIALES, MÉTODOS Y RESULTADOS

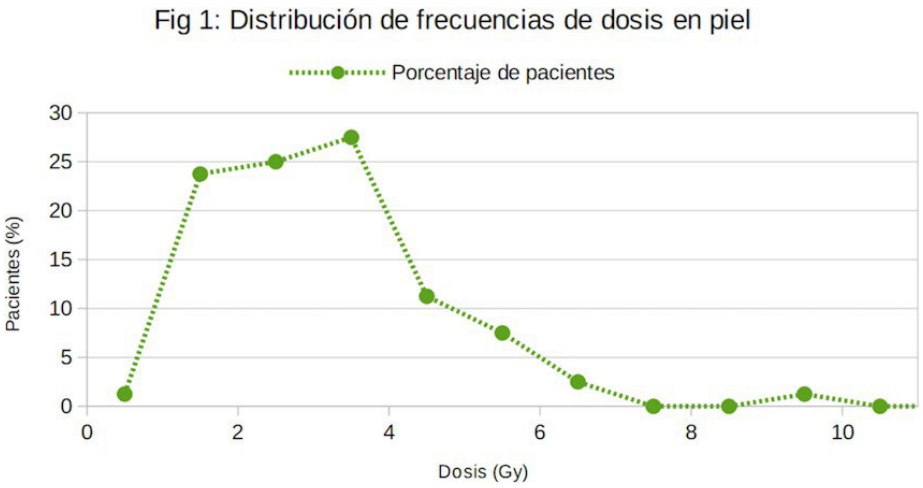
El equipo de rayos X ioRT-50 produce un haz de 70 kV y 7 mA fitrado por 0,5 mm de Ti, 1 mm de H2O y la estructura esférica plástica de los distintos aplicadores, cuyos diámetros son de 35, 40, 45, 50 y 55 mm. En la superficie de estos se alcanzan tasas de dosis de entre 2 y 5 Gy/min, por lo que la prescripción clínica habitual (12,5 Gy a 5 mm de profundidad en el lecho tumoral) requiere de irradaciones que van de los cinco a los diez minutos, aproximadamente.

Para medir las dosis en piel se utilizan películas radiocrómicas calibradas tipo EBT3 y XR-RV3. Estas películas se sitúan sobre la mama, en la localización más próxima a la esfera del aplicador. El resumen de los datos obtenidos se muestra en la TABLA 1.

Las dosis están todas en Gy				
Aplicador (mm)	Número de pacientes	%	Dosis piel	Desviación estándar
35	11	14	2,2	0,8
40	17	21	3,1	1,4
45	43	54	3,2	1,5
50	8	10	3,6	1,6
55	1	1	1,7	
TOTAL	80	100	3,1	1,5
Dosis mínima	Q1	Q2	Q3	Dosis máxima
0,7	2,0	3,1	3,6	9,8
Percentiles	p5 = 1,395		p95 = 5,705	

TABLA 1: Resumen de los datos dosimétricos recogidos en el periodo 2019-2024

Un estudio ANOVA (p=0,156) muestra que no podemos considerar como significativamente diferentes los datos obtenidos con los distintos aplicadores, por lo que sus datos han sido agrupados en este estudio. En la FIGURA 1 se muestra la distribución de frecuencias de dosis en piel para el conjunto de pacientes.



CONCLUSIONES

El análisis de datos concluye que más del 95% de los pacientes reciben dosis inferiores a 6 Gy.

No se han observado diferencias entre aplicadores pero no es descartable que pudieran observarse diferencias dosimétricas en la piel en un estudio con un número mayor de pacientes.

En el HUC no se rodea de material plomado el pecho durante la irradiación. Su uso podría aumentar las dosis en piel pero esto no ha sido medido.

EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DIRECT DENSITY EN PRESENCIA DE METALES Y SU APLICACIÓN PARA REDUCIR ARTEFACTOS METÁLICOS

Luis Simon, F. J. (1); Sanchez Esperon, J. (1); Torres Arroyo, I. (1); Gaztelu Blanco, I. (1); Marquez, S. E. (1); Baeza Trujillo, M. (1)
(1) Hospital Virgen del Rocio

OBJETIVO

El algoritmo DirectDensity desarrollado por Siemens utiliza la misma curva de calibración para distintos voltajes en una exploración de tomografía computarizada (TC). En presencia de metales, aunque las imágenes obtenidas parecen mostrar una reducción de los artefactos metálicos, a efectos del cálculo de la dosis hay que tener en cuenta que el algoritmo se basa en una imagen ósea para

la obtención de la densidad electrónica relativa de cada vóxel, es decir, el metal es identificado como hueso para la obtención de la densidad relativa, lo que podría influir en los cálculos posteriores de la dosis. El objetivo de este estudio es evaluar cuantitativamente el impacto dosimétrico en presencia de metales cuando se utiliza el algoritmo DirectDensity.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizó el fantoma de densidad electrónica Model 062M (CIRS) en dos configuraciones: una con un inserto de titanio de densidad y grosor conocidos, y otra sin dicho inserto. Cada exploración de TC se reconstruyó con dos métodos: uno utilizando la reconstrucción estándar (Br40) y otro empleando la reconstrucción DirectDensity (Sd36), lo que resultó en un total de cuatro conjuntos de datos de TC.

En las dos exploraciones sin el inserto metálico (estándar y DirectDensity), la densidad del inserto metálico se sustituyó manualmente con su valor teórico en la posición correspondiente. En todos los conjuntos de datos de TC, se delineó un PTV de 28.53 cc cerca de la región del metal, y se diseñó un plan de VMAT con una prescripción de 10 Gy (AAA v.16, Eclipse) utilizando dos arcos, evitando la entrada del haz en la región metálica. Este mismo plan se aplicó en las cuatro series de imágenes de TC.

La dosimetría se evaluó tanto en el PTV como en una región de control de 32.21 cc alrededor del metal, complementada con un análisis gamma que comparaba las dosimetrías realizadas con las distintas exploraciones, este análisis se realizó mediante el software Compass (IBA Dosimetry).

RESULTADOS

Los resultados de dosis obtenidos para las cuatro exploraciones de TC del fantoma de densidad electrónica Model 062M se resumen en la Tabla 1, mientras que los valores del análisis gamma se presentan en la Tabla 2.

CONCLUSIONES

El algoritmo DirectDensity demuestra su capacidad para reducir los artefactos metálicos y generar valores de TC más cercanos a los valores reales en presencia de metal. Además, este algoritmo puede emplearse junto con otros métodos de reducción de artefactos metálicos, como iMAR (Siemens), para minimizar su impacto en las imágenes y mejorar la precisión dosimétrica.

	PTVmax (%)	PTVmean (%)	Control region max (%)	Control region mean (%)
EDD Tit	111,8	100,5	115,8	87,9
Stand Tit	111,9	100,8	116,6	88,3
EDD FTit	111,8	100,5	110,2	88,4
Stand Ftit	111,9	100,8	116,6	88,3

	Gamma (%)
EDD Ftit/Stand Ftit	100
EDD Ftit/EDD Tit	99,7
Stand Tit/Stand FTit	99,49
EDD Tit/Stand Ftit	99,74
Stand Tit/EDD Ftit	99,43

Tabla 2
Resultados de comparación mediante análisis gamma (2%/2 mm; Threshold 10%).

PROPUESTA DEL ESTABLECIMIENTO DE UNA SOLUCIÓN DE CLASE EN LOS TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN EL EQUIPO MRLINAC MRIDIAN® (VIEWRAY®)

Góngora Ariza, F. (1); Gómez Barrado, A. (2); Meilán Bermejo, E. (2); Sánchez-Reyes Fernández, A. (3); Benítez Serrano, J. A. (4); Sánchez Jiménez, A. (2)
(1) GenesisCare Málaga España; (2) GenesisCare La Milagrosa (Madrid); (4) GenesisCare Torrejón de Ardoz; (5) GenesisCare Córdoba;

INTRODUCCIÓN

La incorporación de los MRLINAC y la Radioterapia Adaptativa (RA) basada en imágenes RM es una opción para el tratamiento de pacientes oncológicos. Utilizar RA fuerza realizar la dosimetría inmediatamente antes de la deposición de la dosis y suelen existir

variaciones interfracción en los volúmenes, lo que provoca cambios significativos respecto de los iniciales en ciertos parámetros del tratamiento. Este hecho, junto con la utilización de distintos algoritmos de cálculo provoca incertidumbre e inquietud en el/la Radiofísic@ Hospitalari@ (RH) responsable del tratamiento ya que debe autorizarlo sin poder verificar la dosimetría experimental y previamente. Analizaremos los resultados de controles dosimétricos posteriores a las sesiones y buscaremos argumentos para encontrar soluciones de clase que den confianza al/la (RH) responsable en prever la coincidencia entre la distribución dosimétrica teórica y la real.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan 600 QA´s correspondientes a 100 pacientes de próstata (junio´23-enero´25) en la unidad MRLINAC® de GenesisCare del hospital La Milagrosa (Madrid) utilizando ArcCHECH® (Sun Nuclear®) y su software para análisis de datos. Se utilizan herramientas específicas de cálculo primario/secundario/terciario de dosis y evaluación suministradas por VIEWRAY®. Para cada paciente y fracción se obtendrán valores Υ(T,D.d) y rangos de #campos, #segmentos, UM_total, #segmentos/campo, UM/campo, UM/segmento, Dosis/fx y Υ(QA) del algoritmo secundario. Se han utilizado todos los rangos correspondientes a todos los parámetros indicados de los tratamientos.

RESULTADOS

El porcentaje de sesiones que no satisfacen el criterio Υ(T,D,d)≥95% para Υ(15,2,2), Υ(10,2,2), Υ(15,3,2), Υ(5,2,2), Υ(10,3,2) y Υ(5,3,2) son del 20%, 13%, 8%, 5%, 4% y 0% respectivamente siendo los rangos de los distintos parámetros: #Campos: [19,25], #Segmentos: [43,110], UM_Total: [1601,4269], #Segmentos/campo: [2,5], UM/campo: [78,274] y UM/segmento: [29,94] y Υ(QA)(D,d) [95%,100%].

DISCUSIÓN

Los resultados de Υ(T,D,d) indican que la determinación de los valores de dichos índices para distintas combinaciones del conjunto (T,D,d) permite establecer una solución de clase basada en su relación con el rango de valores de parámetros utilizados en los tratamientos de forma que es factible adecuarlo al nivel de confianza deseado por el/la RF responsable.

CONCLUSIONES

La determinación de la relación entre los valores de distintos set Υ(T,D,d) y el establecimiento de los rangos de valores de ciertos parámetros del tratamiento, permite al/la RF responsable obtener el grado de confianza deseado para la aprobación de la dosimetría y tratamiento de los pacientes tratados con RA. Esta relación debe ser evaluada en función de la patología a tratar y la técnica utilizada estableciendo un número de medidas suficiente que permita fundamentar estadísticamente la decisión adoptada.

COMPARACIÓN DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON VMAT USANDO DIFERENTES ENERGÍAS

San Miguel Avedillo, F. J. (1); Flores Cacho, I. (1); Hernández García, J. (2); Plaza Núñez, R. (2); Williamson Puente, S. (2); Montero Díaz, N. (2); Ruiz Prados, M. (2); Fernández Ruiz, M. L. (2); Durán De La Torre, M. V. (2)
(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla'; (2) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE

OBJETIVO

En los tratamientos de radioterapia externa, la patología prostática es una de las más comunes y suele tratarse con la técnica VMAT. Esta técnica permite modular la dosis mientras proporciona un tratamiento relativamente rápido.

Sin embargo, los aceleradores lineales ofrecen distintas energías para este tipo de tratamiento, cada una con características diferentes. Según diversos estudios, la próstata puede desplazarse aleatoriamente durante cualquier sesión, por lo que en estos casos es especialmente importante administrar el tratamiento lo más rápido posible. Por otro lado, dado que la próstata está situada en una región profunda de la pelvis, el uso de una energía más alta podría ser beneficioso para reducir la dosis al tejido sano.

El objetivo de este estudio es comparar los tratamientos de próstata y de lecho prostático utilizando la técnica VMAT con tres energías de fotones diferentes: 6 MV, 6 MV FFF y 10 MV.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para llevar a cabo el estudio, se seleccionaron 10 pacientes con cáncer de próstata y 10 pacientes con lecho prostático post-prostatectomía. En cada caso, se optimizaron tres planes de tratamiento, uno para cada energía, y se analizaron todas las restricciones dosimétricas relevantes en nuestra práctica clínica habitual. Todos los planes fueron calculados en el sistema de planificación de tratamientos Elekta Monaco.

Posteriormente, todos los planes fueron irradiados en un acelerador lineal Elekta Versa HD para evaluar el tiempo de tratamiento de cada uno. Para asegurar su calidad, la dosis se midió con el detector Scandidos Delta 4 y se comparó con la dosis calculada utilizando un criterio gamma del 2% de dosis global y 2 mm.

RESULTADOS

Los resultados pueden observarse en las tablas adjuntas.

PRÓSTATAS	MEAN		
Energy (MV)	6	6 FFF	10
Gamma 2%, 2 mm (global)	99,1	95,34	98,61
UM	751,6	1066,95	704,4
Treatemnt time (s)	160,1	162,1	164,1
V107 Prostate	0,01	0,08	0,02
V100 Prostate	93,26	93,6	91,99
V95 prostate	90,64	90,75	90,65
V100 vesicles	96,97	96,89	96,85
V95 vesicles	99,59	99,55	99,53
V100 lymph nodes	91,22	89,62	87,08
V95 lymph nodes	98,79	98,24	98,05
V68,2 rectum	6,09	6,54	6,31
V63,6 rectum	10,12	10,44	10,31
V59 retcum	13,58	13,81	13,76
V54,5 retcum	18,14	18,03	18,2
V45,4 rectum	24,26	23,62	24,3
V36,4 rectum	39,87	38,13	38,84
Dmean rectum	34,58	34,1	34,38
V72,7 bladder	0,73	0,68	0,7
V68,2 bladder	5,32	5,65	5,38
V63,6 bladder	8,11	8,35	8,19
V59 bladder	9,11	9,38	9,34
Dmean bladder	28,89	28,71	29,25
Dmean lef fem head	16,01	15,4	15,9
Dmean right fem head	15,43	15,44	15,19
Dmed bulbo	39,01	37,82	38,97
V10 (body - PTVs)	30,4	29,58	29,66

LECHOS	MEDIA		
Energía (MV)	6	6 FFF	10
Gamma 2%, 2 mm (global)	98,12	97,76	96,66
UM	819,78	1087	749,72
Tiempo tto. (s)	139,8	127	143,8
V107 bed	0,2	0,22	0,42
V100 bed	83,92	87,58	83,72
V95 bed	96,86	99,08	99,04
V75rectum	0,98	1,96	0,84
V70rectum	11,12	11,24	10,74
V65rectum	17,92	18,22	17,9
V60rectum	22,9	23,68	23,14
V50rectum	31,62	33,26	32,46
V40rectum	43,42	45,94	43,72
Dmean rectum	37,96	39,226	37,94
V80bladder	0	0	0
V75bladder	2,84	5,58	2,24
V70bladder	24,36	23,7	22,8
V65bladder	32,36	32,02	32,02
V40bladder	53,14	53,52	53,2
Dmean bladder	41,58	42,04	41,8
Dmean lef fem head	20,88	19,16	19,76
Dmean right fem head	21	19,3	20,46
Dmed bulbo	31,66	31,52	32,2
V5 body - PTVs	25,372	24,7	25,18

CONCLUSIÓN

Como se puede observar en los resultados obtenidos en los tratamientos de próstata, el uso de cualquiera de las tres energías tiene poca influencia en el tiempo de tratamiento y en la dosimetría del paciente. Sin embargo, al considerar los resultados del análisis gamma, la energía de 6 MV ofrece ligeramente mejores resultados.

En los casos post-prostatectomía, la energía 6 MV FFF permite tiempos de tratamiento ligeramente más cortos mientras mantiene una dosimetría equivalente a las otras dos energías. Los resultados del análisis gamma también son similares entre los tres casos.

DOSIS DEBIDA A NEUTRONES EN PACIENTES DE RADIOTERAPIA

San Miguel Avedillo, F. J. (1); Fernández Ruiz, M. L. (2); Ruiz Prados, M. (2); Montero Díaz, N. (2); Flores Cacho, I. (2); Williamson Puente, S. (2); Hernández García, J. (2); Plaza Núñez, R. (2); Durán De La Torre, M. V. (2)

(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla'; (2) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE

OBJETIVO

En radioterapia, el uso de haces de fotones puede generar neutrones mediante interacciones con los componentes del acelerador, las estructuras de la sala de tratamiento y el propio paciente. Estos neutrones atraviesan el blindaje del cabezal del acelerador, se dispersan por la sala de tratamiento y pueden finalmente depositar dosis en el paciente, contribuyendo con una dosis no deseada a los tejidos fuera del volumen objetivo, lo que puede tener implicaciones significativas para la salud a largo plazo de los pacientes con cáncer. Los neutrones, debido a su alta efectividad biológica en la inducción del cáncer, presentan un mayor riesgo incluso a dosis bajas. Por lo tanto, es fundamental cuantificar estas dosis de neutrones para comprender mejor su impacto y mitigar los riesgos asociados.

El objetivo de este trabajo consiste en verificar de manera experimental la dosis debida a neutrones que reciben los pacientes con tratamientos paliativos, en función de diferentes energías.

MATERIAL Y MÉTODO

Para la realización de este estudio se han analizado 16 pacientes con una dosis de prescripción de 20 Gy en 5 fracciones. En cada uno de los pacientes se han realizado tres planificaciones, para cada una de las energías con filtro aplanador disponibles en el servicio: 6, 10 y 15 MV. Estas planificaciones se han realizado en Monaco, utilizando una técnica en 3D con siete campos equidistantes. Dado que teóricamente el caso más desfavorable sería para la energía de 15 MV, en este caso también se ha realizado una planificación consistente en cuatro campos con cuña. Todos los tratamientos se han irradiado en un acelerador Versa HD.

Para la medida de dosis debida a neutrones se ha utilizado el detector Berthold LB 6411, el cual es un dispositivo calibrado para la medida de dosis ambiental equivalente de neutrones H*(10). El sistema consiste en un contador proporcional He-3 centrado en una esfera de 250 mm de diámetro. El instrumento tiene una sensibilidad muy alta, de aproximadamente 3 cuentas por nSv y detecta neutrones de energías de hasta 20 MeV. Además, su alta sensibilidad permite tiempos bajos de medida en campos de neutrones débiles. Para estimar la dosis de neutrones que pueden recibir los pacientes, se ha colocado el detector en el isocentro del acelerador.

RESULTADO

En la tabla adjunta se pueden observar los resultados obtenidos.

6 MV (7campos)

	UM	H*(10) µSv	H*(10) µSv/UM	TASA MÁXIMAH*(10) µSv/h
	634,4	16,1	0,025	1339
	645,6	16,6	0,026	784
	586,5	15,7	0,027	841
	539,7	14,3	0,026	791
	573,5	14,8	0,026	785
	605,3	18	0,030	1019
	626,4	19,5	0,031	1382
	609,5	16,7	0,027	815
	547,5	14,8	0,027	765
	584,6	17,1	0,029	982
	601,4	16,48	0,027	1137
	627,3	17,3	0,028	1136
	620,3	17,6	0,028	1134
	649,2	16,7	0,026	1142
	612,9	15,6	0,025	767
	567,1	15,4	0,027	806
Media	601,09	16,37	0,03	956,24

10 MV (7campos)

	UM	H*(10) µSv	H*(10) µSv/UM	TASA MÁXIMAH*(10) µSv/h
	548	15,6	0,025	777
	560	14,8	0,026	755
	525,1	13	0,027	724
	487,3	13,3	0,026	749
	510,8	14,3	0,026	761
	534,6	16,5	0,030	1009
	539,4	16,5	0,031	1423
	531,6	15,1	0,027	758
	491,4	14,2	0,027	765
	514,6	15,51	0,029	895
	527,9	15,83	0,027	877
	558,7	15,4	0,028	940
	550,3	15	0,028	756
	560,5	15,5	0,026	767
	540,3	15	0,025	755
	507,9	14,4	0,027	765
Media	530,05	14,97	0,03	829,05

15 MV (7campos)

	UM	H*(10) µSv	H*(10) µSv/UM	TASA MÁXIMAH*(10) µSv/h
	525,2	23,9	0,025	1751
	529	18,1	0,026	1265
	502,2	16,5	0,027	1229
	470,2	18,5	0,026	1477
	485,1	20,6	0,026	1912
	511,2	22,3	0,030	1441
	513	22,5	0,031	2330
	506,3	19,9	0,027	1409
	472,7	20,4	0,027	1533
	492,5	24,08	0,029	1841
	503,7	23,7	0,027	2019
	529,6	18,3	0,028	1204
	516	18,9	0,028	1320
	531	22,8	0,026	1651
	510	20,3	0,025	1462
	494	19,1	0,027	1396
Media	505,39	20,49	0,03	1549,99

10 MV (4campos)

	UM	H*(10) µSv	H*(10) µSv/UM	TASA MÁXIMAH*(10) µSv/h
	1200	34,67	0,029	1035
	1256	35,47	0,028	1056
	1012	65	0,064	1130
	1035	27	0,026	1446
	1160	33,5	0,029	1015
	1196	34,6	0,029	1043
	1191	34,5	0,029	1014
	1192	34,9	0,029	1016
	1148	33,5	0,029	1015
	1125	32,3	0,029	1014
	1304	38,2	0,029	1017
	1287	37,1	0,029	1018
	1319	32,3	0,024	1166
	972	27,4	0,028	1018
	1276	37,3	0,029	1015
	1171	33,8	0,029	1015
Media	1173,37	35,04	0,03	1059,94

DISCUSIÓN

Las tres energías presentan una pequeña contribución a la dosis ambiental equivalente de neutrones H*(10). Como se puede observar, la contribución es mayor en el caso de 15 MV. Por otro lado, la dosis en el caso de los tratamientos con cuñas es mayor que sin ellas, aunque esto parece más relacionado con el aumento del número de UM. En el peor de los casos analizados, la dosis de neutrones H*(10) durante un tratamiento completo (5 fx) en el isocentro es de 0.325 mSv.

CONCLUSIÓN

De acuerdo a los resultados obtenidos, en ninguna de las tres energías se ha medido una dosis relevante de neutrones.

EXPERIENCIA EN CALIBRACIÓN DEL DETECTOR DELTA4 +

San Miguel Avedillo, F. J. (1); Flores Cacho, I. (2); Williamson Puente, S. (2); Hernández García, J. (2); Plaza Núñez, R. (1); Montero Díaz, N. (2); Ruiz Prados, M. (2); Fernández Ruiz, M. L. (2); Durán De La Torre, M. V. (2)

(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla'; (2) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE

OBJETIVO

El Delta4 + es un sistema de dosimetría pretratamiento, diseñado para la verificación de planes de radioterapia como los tratamientos IMRT y VMAT. Su diseño consta de 1069 diodos de silicio dispuestos en dos placas ortogonales que forman una estructura cruzada, integradas dentro de un cuerpo de polimetilmetacrilato (PMMA). El equipo se calibra con cámara de ionización y se proporciona un CT virtual para los cálculos en el planificador. Dependiendo del algoritmo de cálculo que se utilice para calcular la dosis en el maniquí, se recomienda sobrescribir la densidad electrónica relativa a agua con un valor concreto. No obstante, se ha reportado en diferentes publicaciones la variabilidad de la densidad electrónica del PMMA respecto del valor estándar.

El objetivo de este trabajo es obtener el valor óptimo de la densidad electrónica del PMMA del detector disponible en el servicio.

MATERIAL Y MÉTODO

Para realizar este estudio, se ha utilizado el planificador Monaco con el algoritmo Monte Carlo. De acuerdo al manual del detector, se debería utilizar densidad electrónica relativa igual a 1.16. Por otro lado, se dispone en el servicio de un CT calibrado con una amplia variabilidad de materiales (incluyendo metales), el cual se ha utilizado para realizar un estudio al detector. De acuerdo a la curva de calibración del CT, se ha obtenido un valor de densidad electrónica relativa a agua para el PMMA del detector igual a 1.108.

Teniendo en cuenta estos dos valores, se ha realizado una comparativa de los mismos. Sobrescribiendo la densidad electrónica del detector a los dos valores estudiados, se han realizado cálculos de campos de 10 x 10 cm2 y posteriormente se han realizado cálculos de dosis de diferentes tratamientos. Seguidamente, estos planes se han irradiado en un acelerador Versa HD y se han comparado a través de un análisis gamma 2% global, 2 mm.

RESULTADO

En la tabla adjunta se pueden observar los resultados obtenidos.

6 MV		
	Gamma 2% global, 2 mm	
Paciente	ED = 1,16	ED = 1,108
10x10	88,2	98,9
21055	92,9	99
21149	77,6	94,8
21089	88,6	99,4
21093	80,8	93,3
21340	96	97,5
21228	86	99,4
21052	96,9	99,7
21449	97,3	99,8
21393	77,2	95,4
Media	87,8	97,7
SD	7,7	2,4

10 MV		
	Gamma 2% global, 2 mm	
Paciente	ED = 1,16	ED = 1,108
10x10	87,5	97,6
20780	93,5	98,9
21155	94,2	99,7
21196	93,6	99,8
21319	96,1	100
21416	90,5	99,1
21673	88,6	95,3
21618	89,9	99,4
21727	91,2	97
21718	94,6	99,3
Media	91,9	98,6
SD	2,8	1,5

6 MV FFF		
	Gamma 2% global, 2 mm	
Paciente	ED = 1,16	ED = 1,108
10x10	87,9	99,3
21448	93	97,8
21889	94,2	97,7
21539	95,7	99,8
21446	90,3	98,5
21360	85,6	99
21507	89,9	99,8
20974	93,2	99,4
21515	91,4	100
19632	92,8	100
Media	91,4	99,1
SD	3,0	0,9

DISCUSIÓN

La densidad obtenida a través de la curva de calibración coincide con el material referenciado en el NIST, 'A150 Tissue Equivalent Plastic'. También coincide con el resultado de algunos trabajos, en los que se sugiere un valor de ED más bajo que el que recomienda el fabricante.

CONCLUSIÓN

Con el nuevo valor de ED todos los resultados mejoran de manera notable.

EXPERIENCIA EN TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA CON ESQUEMA FAST FORWARD PARA TRATAR MAMA COMPLETA Y GANGLIOS REGIONALES

Muñiz Romero, G. (1); Tejada Ortigosa, E. M. (2); Ollinger Casin, I. (1); Gaztelu Blanco, I. (1); De Haro, R. (1); Luís Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío; (2) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

La radioterapia de mama junto con los ganglios linfáticos regionales después de la cirugía primaria reduce la recurrencia loco regional del tumor y la mortalidad asociada. La prescripción Fast-Forward (26 Gy en 5 fracciones) ha demostrado tener resultados similares al fraccionamiento convencional (15 fracciones) para tratamientos de mama simple. El objetivo de este trabajo es describir la toxicidad obtenida en pacientes tratados con el esquema Fast Foward con boost simultáneo (SIB) y/o con irradiación de niveles axilares.

MATERIAL Y MÉTODO

Se han estudiado 120 pacientes de edad media 55 años (entre 30 y 86 años) en estadios pT1-3, pN0-1, M0 tratadas en el Hospital Universitario Virgen del Rocío entre junio de 2021 y octubre de 2023. Todas fueron sometidas a cirugía seguida por radioterapia adyuvante con esquema Fast Forward en la mama. Algunos casos se trataron con sobreimpresión integrada (SIB). 21 pacientes recibieron, además, radioterapia en los nódulos axilares usando el mismo esquema de tratamiento. En todos los casos se excluyó del CTV la hipodermis (3 mm) y el músculo pectoral mayor. El diseño de los tratamientos se realizó con técnica IMRT y fotones de 6 MV en el planificador Pinnacle v16.2. (Philips) para ser administrados en un acelerador VitalBeam (Varían). En la tabla 1 se muestran las restricciones empleadas sobre los órganos de riesgo. La toxicidad se ha evaluado siguiendo los criterios de terminología común para eventos adversos (Common Terminology Criteria for Adverse Events, CTCAE v4.0).

Órgano de riesgo	Restricción
Pulmón ipsilateral	V8<15%
Corazón	V1,5Gy<30%; V7Gy<5%
Mama contralateral	D_{max}<1,5Gy
Piel	Dmax< 33 Gy

Tabla 1: Restricciones de órganos de riesgo para fraccionamiento Fast Forward.

RESULTADOS

Las pacientes recibieron quimioterapia neoadyuvante (18.3%), quimioterapia adyuvante (23.5%), tratamiento hormonal (82.5%) y cirugía (99%). La dosis media al boost fue 30 Gy (entre 29 y 33.6 Gy). Durante los primeros 6 meses tras la radioterapia se analizó la toxicidad aguda obteniéndose dermatitis por radiación G1 (29%), dolor mamario (12%), edema G1 (13.7%), induraciones G1 (31.5%), hiperpigmentación G1 (31.5%) y astenia G1 (13.7%). No se encontró toxicidad aguada de grado 2 o superior. Las toxicidades tardías más frecuentes detectadas fueron G1: induraciones (26%), edema (12%) e hiperpigmentación (12%). No se encontró una asociación significativa entre toxicidad, ya sea aguda o crónica, y la irradiación del SIB o de niveles axilares.

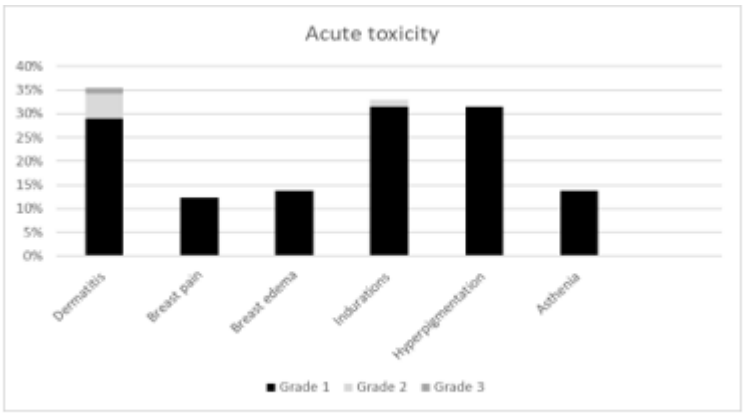


Figura 1. Porcentaje de aparición de los distintos tipos de toxicidad aguda estudiados.

CONCLUSIONES

Se ha demostrado que este régimen no es inferior en términos de control local, tasas de supervivencia y nivel de toxicidad en tejidos sanos. Además, este esquema de tratamiento es particularmente beneficioso para pacientes frágiles, aquellas con comorbilidades o personas que residen lejos de los centros de tratamiento. Este estudio confirma que la radioterapia hipofraccionada con SIB es bien tolerada y presenta un perfil de seguridad similar a los tratamientos estándar, con una baja incidencia de toxicidades leves tanto agudas como crónicas. Dados estos hallazgos, la incorporación de irradiación ganglionar y SIB dentro del régimen FF debe considerarse una práctica estándar.

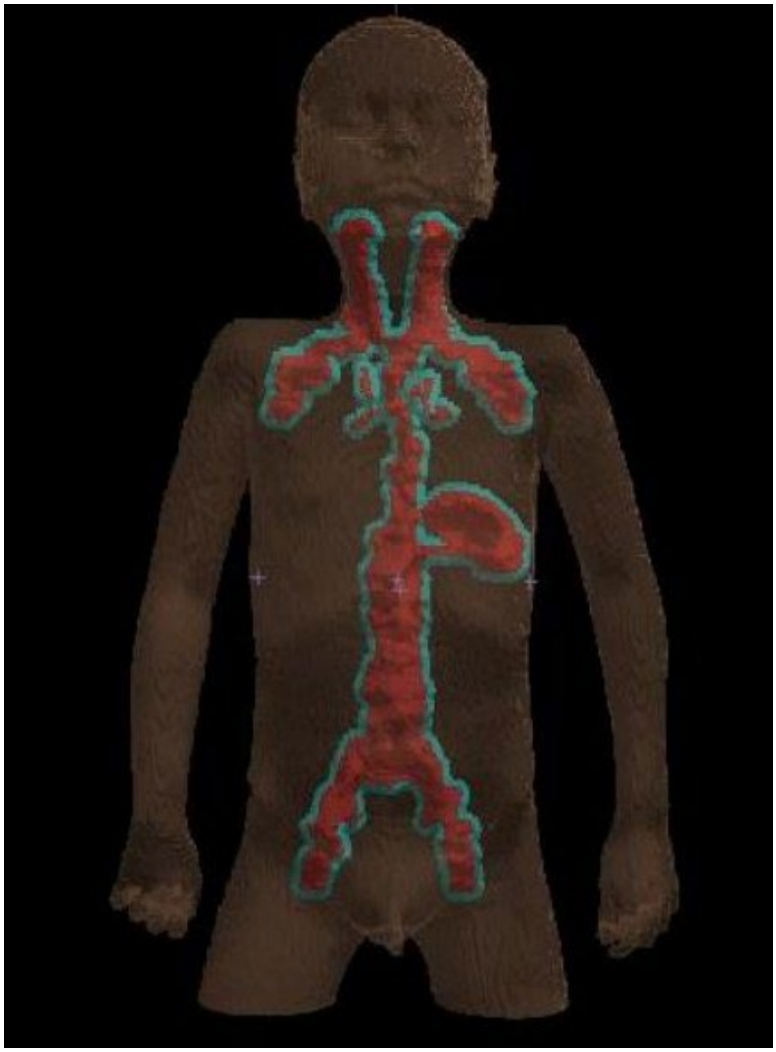
RESULTADOS DOSIMÉTRICOS DE PLANIFICACIONES DE IRRADIACIÓN GANGLIONAR TOTAL EN TOMOTERAPIA

Alonso Delgado, I. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Galiano Fernández, P. (1); Martínez Sánchez, M. (1); De La Monja Rey, P. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Rodríguez Roldán, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

La irradiación ganglionar total (IGT) es una técnica de radioterapia utilizada como parte de acondicionamiento previo al trasplante de células madre hematopoyéticas en pacientes pediátricos que puede reducir las toxicidades a largo plazo atribuidas a otras técnicas como la irradiación corporal total. En ella, se irradian los ganglios cervicales, supraclaviculares, axilares, mediastínicos, de la mamaria interna, paraaórticos, ilíacos e inguinales junto con timo, bazo e hilio esplénico en 4 sesiones de 2 Gy por sesión. Los órganos de riesgo más relevantes son el corazón, los pulmones, los riñones y el hígado.



MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro centro los tratamientos de IGT se llevan a cabo preferiblemente mediante tomoterapia helicoidal debido a su mayor conformación de dosis respecto de la arcoterapia volumétrica en un acelerador convencional. Se han recogido las planificaciones de IGT aprobadas durante 2024 y se han recopilado los resultados dosimétricos. Se han llevado a cabo un total de 15 planificaciones con el sistema de planificación Accuray Precision (versión 3.3.1.3) para la unidad de tomoterapia TomoHD (Accuray). La edad de los pacientes se encontraba en el rango de 6 a 17 años. En cuanto a la planificación, se han establecido factores de modulación de entre 2 y 3, pitch de 0,43, tiempos de rotación de gantry de entre 18 y 26,4 segundos y aperturas de mordaza estática de 2,5 o 5 centímetros. En todos los casos se han mantenido unos criterios de cobertura del PTV de V95% > 95%, V100% > 80% y V105% < 5%, obteniendo el volumen de tratamiento a partir de una expansión de 5 mm de las áreas ganglionares mencionadas anteriormente.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la siguiente tabla se encuentra un resumen de los resultados obtenidos en las planificaciones analizadas. Se indica el promedio de las dosis medias en los distintos órganos de riesgo, así como otros parámetros estadísticos.

	Dosis media (Gy)					
Órgano de riesgo	Promedio	σ	Coeficiente de variación	Mediana	Cuartil 1	Cuartil 3
Corazón	3,87	0,51	13%	3,82	3,48	3,98
Pulmón dcho	3,94	0,55	14%	3,86	3,63	4,50
Pulmón izdo	4,78	0,66	14%	4,70	4,47	5,24
Hígado	2,86	0,29	10%	2,81	2,75	3,14
Riñón dcho	2,41	0,59	24%	2,22	1,97	2,65
Riñón izdo	4,12	0,77	19%	4,06	3,67	4,32

Se obtienen dosis medias mayores en pulmón y riñón izquierdo que pueden ser explicadas por la cercanía de estos órganos al bazo. En términos generales, se observa una variabilidad moderada en los resultados de las planificaciones, teniendo en cuenta la diversidad anatómica de los pacientes debido al rango de edades considerado. El hígado es el órgano con mayor consistencia entre planificaciones y el riñón derecho el órgano para el que se obtienen resultados de mayor variabilidad.

CONCLUSIONES

Se ha realizado un análisis de los resultados dosimétricos de planificación de IGT en tomoterapia llevados a cabo por diferentes radiofísicos para distintos pacientes y se han obtenido unos descriptores estadísticos relativos a las dosis media en órganos de riesgo que pueden servir como referencia para evaluar la calidad de futuras planificaciones, así como promover su optimización y mejora continua.

DOSIS EN PIEL EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA CON ETHOS

Ribot Hernández, I. (1); Díaz Calzadilla, P. (1); Del Campo Muñoz, T. (1); Piqueras Guardiola, F. (1)
(1) Hospital Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

La radioterapia para el cáncer de próstata ha mejorado con técnicas que aumentan la precisión y reducen la dosis a órganos sanos. En 2023, el Hospital Universitario de Canarias (HUC) adquirió el acelerador lineal (ALE) Ethos (Varian Medical Systems). Asociado a este ALE está el planificador de planes de tratamiento Ethos.

Este planificador da cinco configuraciones predefinidas: tres de radioterapia de intensidad modulada (IMRT, con configuraciones de 7, 9 y 12 campos equidistantes) y dos de arco-radioterapia modulada volumétrica (VMAT, con configuraciones de 2 y 3 arcos completos). De estas opciones, el oncólogo radioterapeuta elige la opción más adecuada según los objetivos clínicos, que son cubrimiento de los PTVs (volúmenes blanco de planificación, en sus siglas en inglés) y limitaciones de dosis a órganos de riesgo (OAR, organ at risk).

Uno de los OAR evaluados en estos tratamientos es la piel, ya que una dosis elevada puede provocar toxicidad cutánea, como radiodermitis y/o fibrosis subcutánea. Para evaluar la probabilidad de ocurrencia de estos factores adversos, se suelen usar dos métricas: la dosis máxima y la dosis en 10 cc.

Con el objetivo de minimizar esta toxicidad y mejorar la seguridad del tratamiento, este estudio compara la dosis en piel entre las técnicas IMRT y VMAT.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó el sistema Ethos, que incluye el acelerador y el planificador de tratamiento, además de software de ofimática y de análisis estadístico para evaluar los datos.

RESULTADOS

Se han evaluado 78 planes de tratamiento, todos correspondientes a pacientes con cáncer de próstata cuya única opción terapéutica fue la radioterapia externa. La dosis máxima prescrita fue de 66 a 70 Gy en todos los casos. 46 fueron tratados con IMRT y 32 con VMAT.

La media de unidades de monitor (UM) por tratamiento fue de 2281 en IMRT y 1397 en VMAT. En cuanto a la dosis en piel, la IMRT presentó una dosis máxima promedio de 46 Gy y una dosis en 10 cc de 31 Gy, mientras que en VMAT estos valores fueron de 30 Gy y 22 Gy, respectivamente.

DISCUSIÓN

Los resultados muestran que la IMRT genera una mayor dosis en piel en comparación con la VMAT. Esto puede atribuirse al mayor número de UM requeridas en la IMRT, lo que aumenta la exposición de la piel a la radiación dispersa y la radiación de baja energía. En la figura 1 se observa como la nube de puntos de las VMAT se localiza en la esquina inferior izquierda (menos dosis y menos UM).

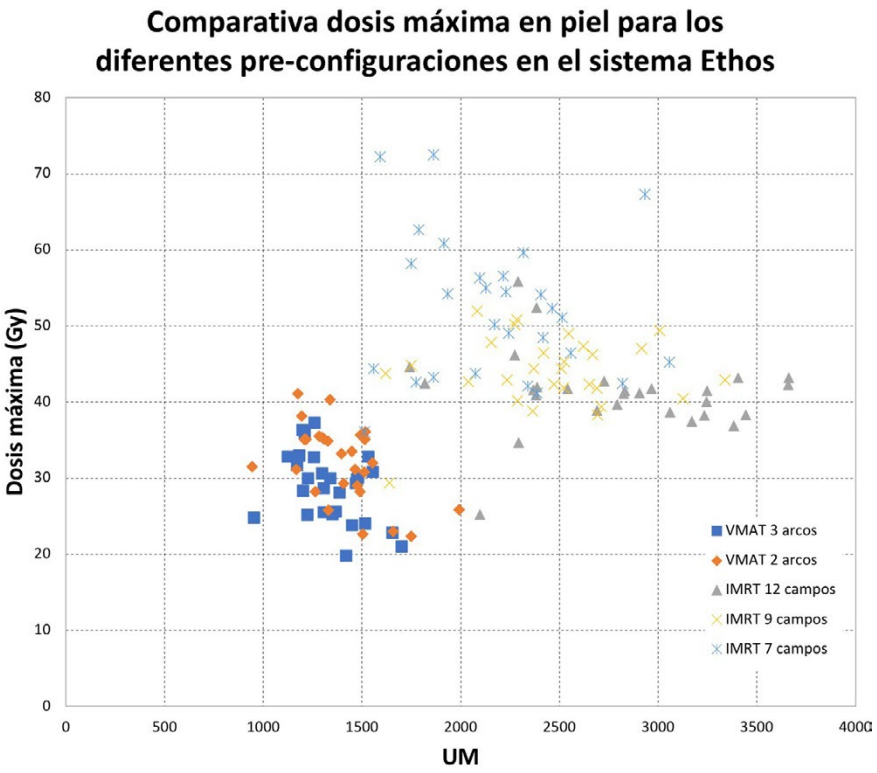


Figura 1. Dispersión de puntos Dosis max. Vs UM de los tratamientos de próstata . Se observa claramente que las VMAT tienden a dar menos UM y menos dosis en piel

CONCLUSIONES

La IMRT en el sistema Ethos genera una dosis en piel significativamente mayor que la VMAT, posiblemente debido a la mayor cantidad de unidades de monitor requeridas. Dado que una dosis elevada en piel puede aumentar el riesgo de toxicidad cutánea, la selección de la técnica debe equilibrar la calidad de la distribución de dosis con la minimización de efectos adversos.

MODELO PREDICTIVO PARA CALCULAR LAS DISTRIBUCIONES DE LA TASA DE DOSIS EN UN SISTEMA DE TERAPIA DE PROTONES DE ESCANEO DE HAZ BASADO EN SINCROTRÓN

Burguete, J. (1); Fernández-Ramos, M. (2); Viñals, A. (2); García-Cardosa, M. (1); Azcona, J. D. (2)
(1) Facultad de Ciencias, Universidad de Navarra; (2) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCION

La toxicidad inesperada puede ser un problema con la terapia de protones. Actualmente existe un debate sobre el origen de esta complicación, que abarca desde la radiosensibilidad específica hasta el posible papel de magnitudes físicas no consideradas en la actualidad. Una de estas magnitudes es la tasa de dosis [1,2], cuya derivación es una tarea compleja ya que evoluciona en escalas de tiempo muy cortas (milisegundos) y depende de cómo los diferentes puntos administran la dosis en una localización espacial específica. Este trabajo presenta un enfoque novedoso para obtener una estimación rápida pero precisa de la tasa de dosis en sistemas de protones con escaneo de haz.

MATERIAL Y MÉTODOS

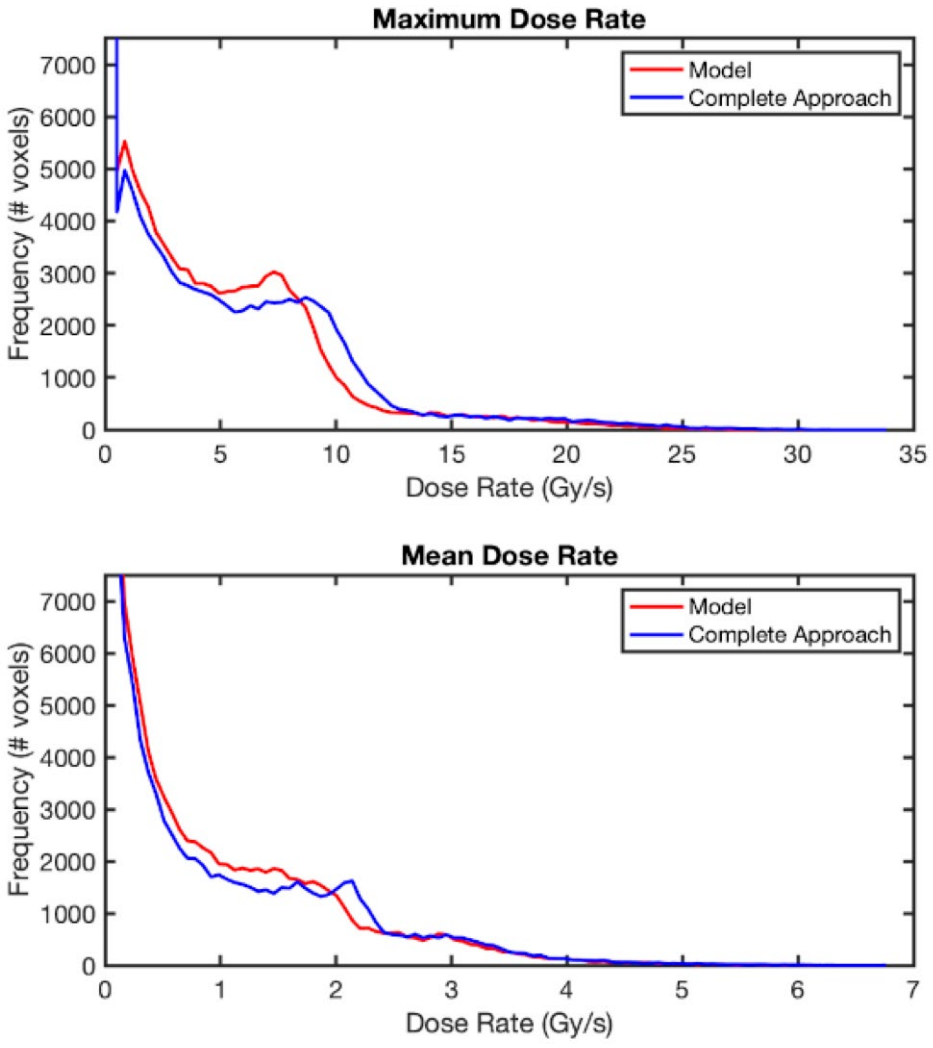
Se han obtenido distribuciones de tasa de dosis para un pequeño conjunto de cinco pacientes en el Sincrotrón Hitachi de la Universidad de Navarra. Se han utilizado dos enfoques: un enfoque completo, en el que la distribución de la tasa de dosis en cada vóxel se obtiene a partir de las distribuciones de dosis calculadas para cada spot individual; y un modelo, en el que la tasa de dosis se obtiene a partir de simulaciones Monte Carlo separadas para cada capa de energía. En este último caso, las distribuciones de dosis 3D por spot se obtienen a partir de esta distribución de dosis por capa de energía mediante el modelo de fuente virtual, utilizando las trayectorias individuales de protones virtuales para determinar el peso de cada spot sobre la dosis depositada en un vóxel específico. En ambos casos, los tiempos de irradiación se derivan de un modelo de la estructura temporal de la entrega del plan [3]. El segundo enfoque tiene la ventaja de reducir significativamente (en un factor medio de una centésima) el tiempo

de cálculo y los requisitos de memoria. Vuelve abordable la derivación de las distribuciones de tasa de dosis incluso para planes con más de veinte mil puntos.

RESULTADOS

Existe un acuerdo entre las tasas de irradiación obtenidas en ambos enfoques (véase la figura). Las diferencias entre ambos enfoques son inferiores al 5% en el 95% de los vóxeles.

Hemos obtenido los histogramas de las tasas de dosis para cada vóxel. A partir de estos datos hemos obtenido la distribución espacial de las tasas de dosis máxima (panel superior) y media (panel inferior). La tasa de dosis puede alcanzar un valor máximo entre 20 y 25 Gy/s cuando se calcula en el tiempo característico del punto (entre 1 y 2 milisegundos), pero puede aumentar en un factor 1,2 en una escala intraspot (entre 0,5 y 1ms).



CONCLUSIÓN

Se ha presentado un modelo para predecir la tasa de dosis en planes de protones con escaneo de haz. Este modelo reduce los requisitos informáticos haciendo factible una determinación prospectiva sistemática de la tasa de dosis para cualquier plan.

BIBLIOGRAFÍA

Meijers, A. et al. Radiat Oncol 19, 75 (2024).

Daartz J. et al. Phys. Med. Biol. 69 (2024) 065003.

Burguete, J. et al. Radiation Physics and Chemistry 226 (2025) 112276.

VERIFICACIÓN PERSONALIZADA DE RADIOCIRUGÍA CON TOMOTERAPIA RADIXACT

Garcia Baltar, J. A. (1); Sedano Ferreras, P. (1); Cano Iglesias, E. (1); Palomo Gómez, J. (1); Nuño Rodriguez, C. (1); Miura Doblas, M. (1)
(1) HC Marbella

INTRODUCCIÓN

Ya son seis pacientes de radiocirugía verificados en nuestro centro mediante un maniquí antropomórfico personalizado con posterior control dosimétrico 3D externo. Se ha incorporado una métrica que mide la precisión geométrica. Se busca seguir demostrando la bondad de la radioterapia helicoidal en radiocirugía.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los controles de verificación del paciente (QA) se realizan utilizando un equipo de tomoterapia de última generación Radixact planificado con RayStation v10A-2024B. Además de las verificaciones dosimétricas 3D mediante Arccheck, la dosimetría 2D con película radiocrómica y la medición puntual ionométrica, se utiliza el maniquí objeto de este estudio, el PseudoPatient (PP) de RTSafe. Este modelo personalizado replica fielmente la anatomía del paciente tanto en términos geométricos como densitométricos y está relleno con un gel sensible a la radiación, el cual es analizado por el fabricante.

Para garantizar la precisión del procedimiento, se utiliza el mismo sistema de inmovilización que en el paciente real, dado que la anatomía del maniquí es equivalente. Tras 24 horas de irradiación, el maniquí PP es analizado mediante una secuencia específica dosimétrica en un equipo de resonancia magnética de 3T. Este estudio de RMN se envía posteriormente al fabricante del maniquí para su evaluación cualitativa y cuantitativa. Con ese análisis se comparan las distribuciones de dosis medidas con las planificadas.

Externamente se nos audita la dosimetría de estos pacientes mediante un análisis gamma lineal, planar y tridimensional de cada lesión, e incluso se calculan los histogramas de las lesiones irradiadas en este maniquí antropomórfico personalizado. Además se ha introducido recientemente una métrica que realiza una comparación tridimensional entre el centro de masas del área irradiada y el centro de masas del área planificada a alta dosis en el tratamiento.

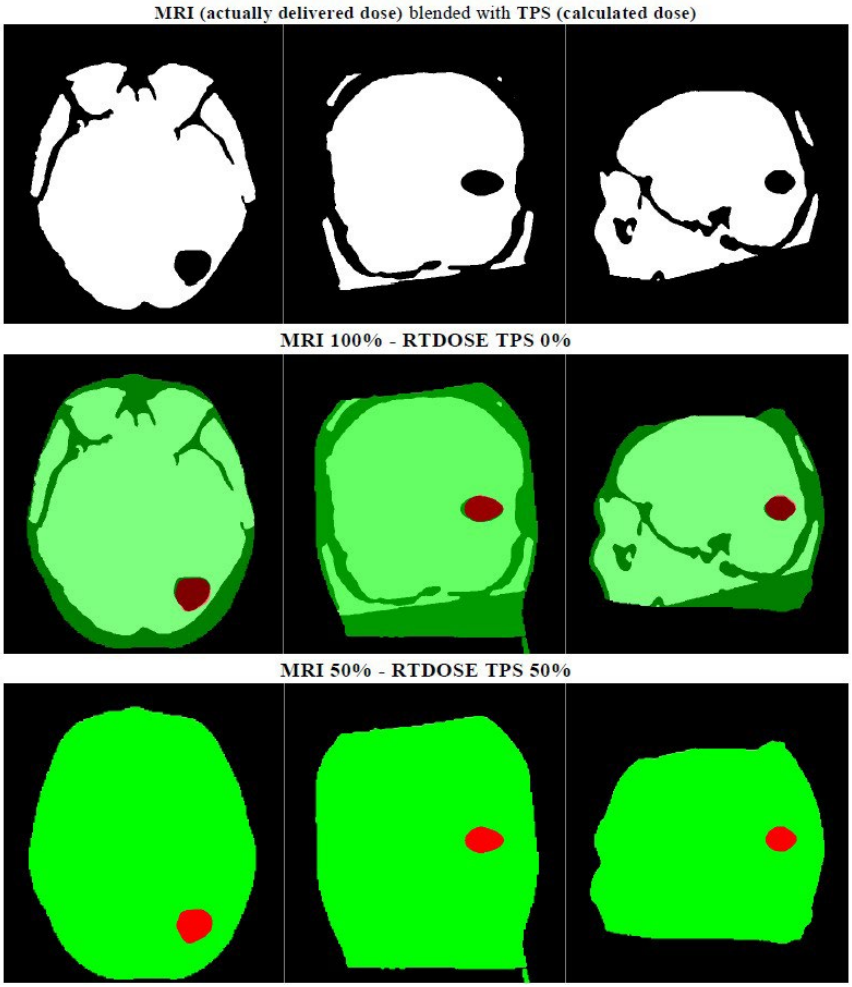
RESULTADOS

Hasta el momento, se han irradiado siete maniquíes, correspondientes a seis pacientes, algunos con múltiples lesiones. En los tres últimos pacientes evaluados con esta métrica 3D, se aplicaron dosis entre 18 y 22 Gy. El cuarto paciente presentaba una única lesión, mientras que el quinto tenía dos lesiones tratadas en la misma sesión. El sexto presenta tres lesiones, que se tratarán dos de ella en una única sesión.

En todos los casos los resultados de gamma e histogramas son buenos. En los tres últimos pacientes analizados con esta métrica geométrica parece que la precisión se mantiene inferior a un milímetro.

CONCLUSIONES

Al proceso le quedan aún pasos por madurar, pero la métrica “offset” demuestra resultados que siguen apoyando el uso de la tomoterapia en radiocirugía. Usando esta verificación tridimensional, se ha demostrado un precisión geométrica submilimétrica en tratamientos de radiocirugía con Tomoterapia.



CONSECUENCIAS DOSIMÉTRICAS DE DIFERENTES METODOLOGÍAS DE CÁLCULO DE TIEMPOS DE PROTECCIÓN PARA LA IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL (TBI)

Álvarez Pérez, J. M. (1); Tenllado Baena, E. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Granado Alonso, L. (1); Escobar Corominas, I. (1); García De Iturrospe Lizaso, J. (1); García Repiso, S. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

En nuestro centro, los tratamientos de irradiación corporal total (*TBI*) se realizan mediante la técnica antero-posterior, calculando de forma teórica las unidades de monitor (*UM*) necesarias para un punto central del paciente y corrigiendo las heterogeneidades en el resto de puntos con el uso de protecciones, cuyos tiempos se calculan a partir de la dosimetría *in vivo* de la primera sesión, tratada sin protecciones (**método 1**). Una alternativa a este método para la misma técnica consiste en la estimación teórica del tiempo de protección necesario en cada punto (**método 2**). Se han comparado las distribuciones dosimétricas resultantes usando los dos métodos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado un análisis retrospectivo de 20 pacientes tratados con *TBI* según el método 1, con dosimetría *in vivo* usando diodos en la entrada de varias partes anatómicas (cabeza, cuello, mediastino, centro, muslo, rodilla y tobillo). Los diodos se calibran de forma cruzada con un cámara Farmer en una mini-cuba de agua.

A partir de las medidas de dosimetría in vivo, se ha calculado el rendimiento de los diodos en dosis relativa por unidad de monitor, $R_{invivo,punto}$ (%/UM), para cada punto y se ha comparado con el rendimiento teórico $R_{te/acuteorico,punto}$ (%/UM).

Se ha simulado el caso de haber tratado a los pacientes según el método 2 para dar el 100% de la dosis de forma homogénea en base a $R_{te/acuteorico,punto}$ (%/UM), calculando para ello las UM de protecciones teóricas para cada punto, y se han estimado los resultados que se habrían obtenido de la dosimetría in vivo de este caso usando los rendimientos de los diodos. Los resultados se han normalizado al punto central de cálculo del método 1.

RESULTADOS

En la TABLA 1, se muestra la dosis estimada que se habría obtenido de la dosimetría in vivo simulada siguiendo el método 2, así como las diferencias entre $R_{invivo,punto}$ y $R_{te/acuteorico,punto}$. En la FIGURA 1, se representa la diferencia entre la dosimetría *in vivo* simulada con el método 2 y la calculada (100% de la dosis de prescripción).

TABLA 1. Resultados numéricos (media y desviación típica) de la dosis simulada con el método 2 y de la diferencia de rendimientos entre métodos.

	Dosis estimada con protecciones uniformes (método 2).		Diferencia entre rendimiento [%/UM] de diodos y teórico.	
Localización	*Media*	*Desv. Típica.*	*Media*	*Desv. Típica.*
Centro	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Cabeza	96.9%	2.2%	-3.1%	2.2%
Cuello	100.2%	2.2%	0.2%	2.2%
Mediastino	99.8%	2.3%	-0.2%	2.3%
Muslo	98.7%	4.9%	-0.7%	4.9%
Rodilla	95.1%	3.6%	-4.9%	3.6%
Tobillo	93.7%	3.1%	-6.3%	3.1%

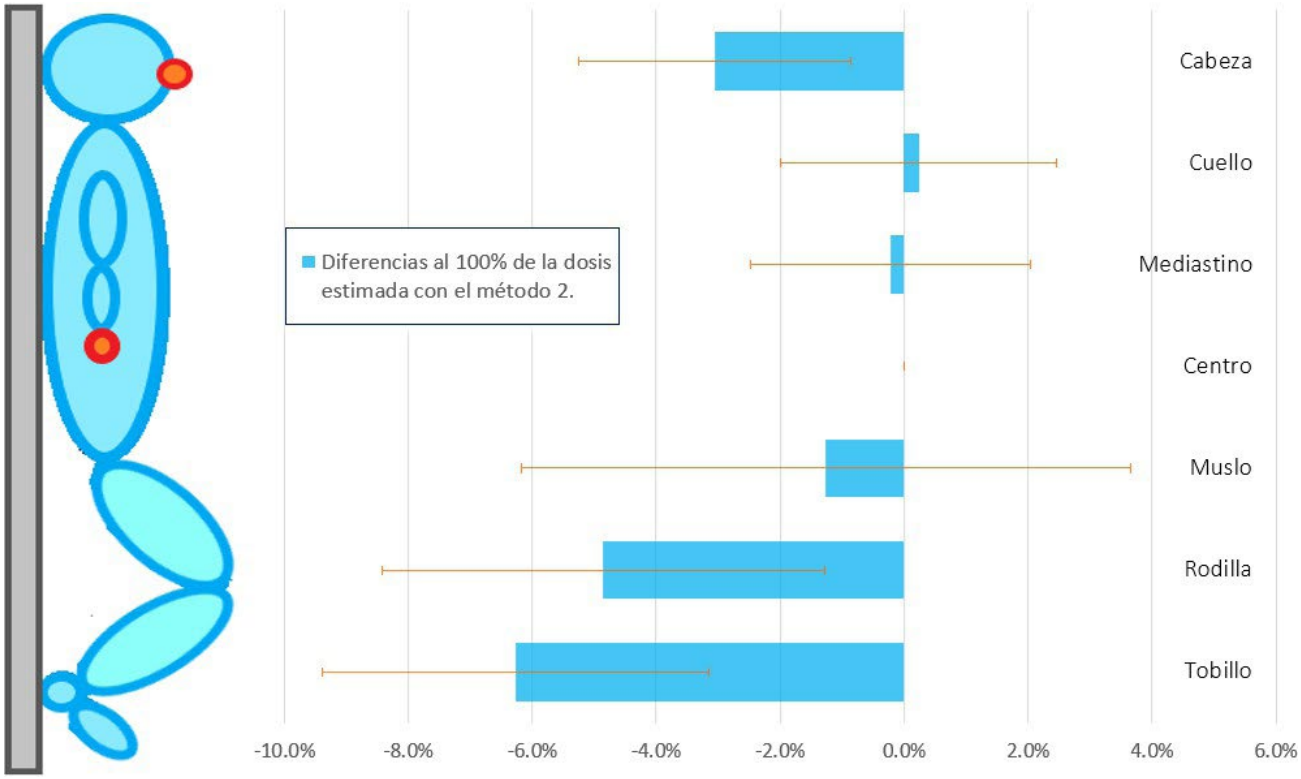


FIGURA 1. Representación gráfica de la dosimetría *in vivo* calculada con el método 2. Diferencias al 100% de la dosis de prescripción y barras de error del cálculo.

DISCUSIÓN

Se pueden observar pequeñas diferencias entre la dosimetría in vivo simulada (**método 2**) con respecto los valores esperados, que no son despreciables en cabeza, rodilla y tobillo. Las diferencias de rendimiento entre métodos, así como las desviaciones estándar, son también acusadas en dichas localizaciones.

CONCLUSIONES

Las diferencias dosimétricas encontradas no son muy pronunciadas, pero son significativas en algunos puntos. El método 2 permite la uniformidad de todas las sesiones, simplificando la impartición del tratamiento. Sin embargo, la dosimetría *in vivo* sigue siendo necesaria y puede suponer pequeñas correcciones a lo largo del tratamiento en estos puntos, que favorezcan una distribución homogénea de la dosis.

COMPARACIÓN DE CRITERIOS GAMMA PARA VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO DE VMAT CON PANEL DE SILICIO AMORFO IVIEW Y SOFTWARE EPIBEAM RESPECTO A LA MATRIZ DE IONIZACIÓN OCTAVIUS 1500

Calatayud Jordán, J. M. (1); Tortosa Oliver, R. A. (1); Vila Viñas, M. (1); Nagore Cía, G. (1)
(1) Hospital Universitari Francesc de Borja

INTRODUCCIÓN

La verificación de los tratamientos de VMAT garantiza que el acelerador sea capaz de impartir correctamente los parámetros especificados en el sistema de planificación.

Aunque se suelen realizar con matrices de cámaras de ionización, gaseosas o líquidas, en un maniquí cilíndrico, existe la posibilidad de emplear el panel de silicio amorfo del acelerador sin necesidad de maniquí.

Este estudio realiza una comparación entre los resultados obtenidos con el sistema de imagen portal iViewGT y el software EpiBeam (DosiSoft, Cachan, Francia) y los obtenidos con la matriz de ionización Octavius 1500 (PTW Freiburg, Alemania) en un acelerador VersaHD (Elekta, Uppsala, Suecia).

MATERIALES Y MÉTODOS

Se evaluaron 58 planificaciones, 38 con energía de 6 FFF y 20 con 10 FFF, que se irradiaron tanto con el panel iViewGT como con la matriz Octavius 1500 en la unidad de rotación de 32 cm de diámetro. Se empleó el criterio de 2mm-3% global para las verificaciones con matriz de ionización. Para las realizadas con iViewGT, se estudiaron distintas combinaciones de diferencia de dosis (DD) y distancia de concordancia (DTA) en EpiBeam con un umbral del 10% de la dosis máxima.

Se evaluó la sensibilidad y la probabilidad de falsos positivos, $P/left(/barO|E/right)$, definida como la probabilidad de que la verificación con Octavius sea inferior al 90% de puntos con gamma inferior a 1 ($/barO$) si la de EpiBeam ha sido correcta (E), tomando en este caso como umbrales 90% y 95%.

RESULTADOS

La Figura 1 recoge la comparación de los distintos análisis gamma con EpiBeam respecto a los valores obtenidos con Octavius en términos de sensibilidad y falsos positivos.

El promedio de puntos con Octavius 1500 fue de 96,1±2,4% con 6 FFF y 99,1±0,8% con 10 FFF. Para EpiBeam se obtuvo 97,2±3,2% y 99,5±1,1% para 6 FFF con 2%-1mm y 10 FFF con 3%-2mm, respectivamente.

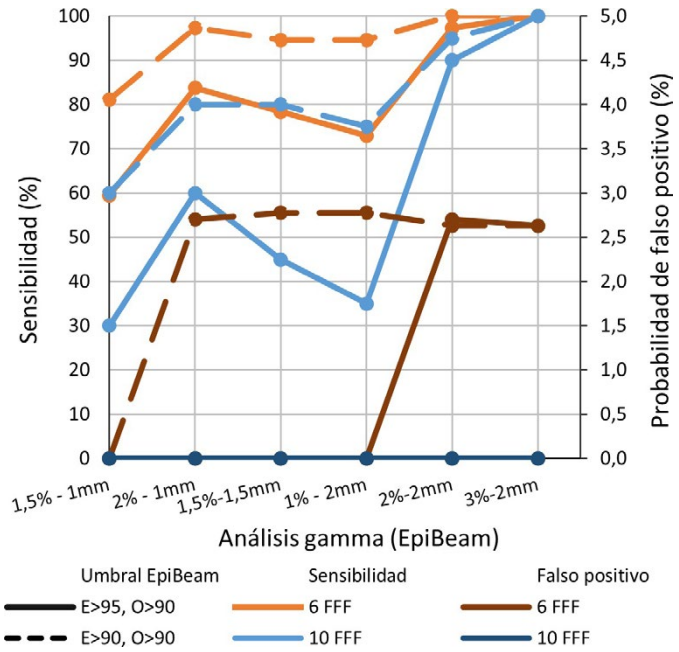


FIGURA 1. Sensibilidad y falsos positivos de la comparación de los análisis gamma con EpiBeam respecto a los resultados con Octavius 1500.

DISCUSIÓN

Una menor sensibilidad, ligada a una prueba más estricta, redunda en un mayor porcentaje de verificaciones falsamente negativas que deberán repetirse con la matriz. Por el contrario, con criterios de análisis gamma más laxos, un mayor porcentaje de falsos positivos puede redundar en que se acepten como válidas verificaciones que, no habrían pasado el criterio gamma con la matriz de ionización.

Por tanto, los criterios de DD y DTA deben balancear la máxima sensibilidad con la menor proporción de falsos positivos posible.

CONCLUSIONES

El software EpiBeam permite reducir el tiempo dedicado a las verificaciones pretratamiento y simplificar el flujo de trabajo, manteniendo la capacidad de discriminar las planificaciones según su calidad. Su aplicación a SBRT requiere un enfoque más conservador dada las elevadas dosis implicadas y las limitaciones del panel de silicio.

Los resultados sugieren que es posible emplear el criterio 2%-1mm, más estricto que el empleado con la matriz Octavius 1500, con la energía de 6 FFF, mientras que para 10 FFF sería recomendable 3%-2mm, con un umbral de aceptación del 95%.

REDUCIENDO LOS MÁXIMOS DE DOSIS EN GAMMA KNIFE: EN BÚSQUEDA DE LA DOSIS HOMOGÉNEA

Sánchez Relucio, J. C. (1); Castelló Muñoz, A. (2); Mosquera Cereijo, I. (2); Pascual Pérez, R. (2); Andrés Bautista, D. (2); Díez Domingo, S. (2)
(1) Centro Nacional de Dosimetría; (2) Hospital Clínico de Valencia

INTRODUCCIÓN

En 2024, el Hospital Clínico Universitario de Valencia inauguró la unidad Gamma Knife Esprit (Elekta). El equipo tiene 192 fuentes de Co-60 que generan altos gradientes de dosis para proteger tejido sano y máximos de hasta el 200% de la dosis prescrita. El módulo Lightning de optimización inversa del planificador Gammaplan no permite limitar máximos por debajo del 133%, lo que contrasta con la homogeneidad de la radioterapia convencional.

Las 192 fuentes enfocan al centro de radiación, y la dosis se conforma mediante traslaciones de mesa. Las limitaciones en el número de posiciones de mesa y en tiempos de disparos demasiado cortos hacen que las dosimetrías en Gamma Knife puedan asemejarse más a la braquiterapia que al ALE.

Este trabajo explora las posibilidades de limitar la dosis máxima en planificaciones de Gamma Knife para volúmenes grandes con prescripciones fraccionadas en 5 sesiones. Se analiza la conformidad y dosis bajas con el módulo Lightning y se estudia la viabilidad de un método basado en la suma de 5 planes distintos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizaron planificaciones en 5 pacientes (dos metástasis simples, dos lechos y un meningioma), con prescripción 5 x 6 Gy y volúmenes de GTV de 3.31 a 13.54 cc. Se evaluó la capacidad de Gammaplan para limitar la dosis mediante 4 planes, restringiendo el máximo al 160%, 150%, 140% y 133%. Los planes se normalizaron para lograr una cobertura del 99%, analizando la dosis media, la dosis máxima y las isodosis del 100% y del 50%.

Para reducir aún más la dosis máxima, se generaron cinco márgenes distintos de hasta 3 mm para evitar las mismas posiciones de mesa entre sesiones. Se realizaron 5 planificaciones a 6 Gy, con máximos limitados al 133% y se exportaron a Eclipse para su suma, ya que Gammaplan no lo permite.

RESULTADOS

Para lesiones mayores a 3 cc, las planificaciones a 30 Gy permiten reducir la dosis máxima sin afectar la conformidad ni aumentar la dosis en tejido sano. La suma de planes disminuye los máximos del 145.8% al 129.9% en promedio, pero incrementa las isodosis del 100% y 50%.

Resultados dosimétricos de los cuatro planes de 5 x 6 Gy restringiendo la dosis máxima, y el plan suma de las cinco planificaciones variando el volumen objetivo

	$\bar{x} \pm \sigma$ (rango)
Volumen GTV (cc)	7.3 ± 4.0 (3.3 – 13.5)

Parámetro dosimétrico	**Plan 1 (160%)** $\bar{x} \pm \sigma$ (rango)	**Plan 2 (150%)** $\bar{x} \pm \sigma$ (rango)	**Plan 3 (140%)** $\bar{x} \pm \sigma$ (rango)	**Plan 4 (133%)** $\bar{x} \pm \sigma$ (rango)	**Plan suma** $\bar{x} \pm \sigma$ (rango)
Dosis media (Gy)	40.2 ± 0.8 (39.1 – 41.0)	39.2 ± 0.8 (38.3 – 40.2)	38.2 ± 1.0 (37.1 – 39.7)	37.1 ± 0.9 (36.2 – 38.3)	35.5 ± 0.3 (35.1 – 36.0)
Dosis máxima (Gy)	51.4 ± 1.6 (50.0 – 53.5)	48.7 ± 1.6 (46.9 – 50.8)	46.0 ± 1.6 (44.1 – 47.6)	43.7 ± 1.3 (42.2 – 45.4)	39.0 ± 0.2 (38.8 –39.3)
Dosis máxima (%)	171.3 ± 5.3 (166.7 – 178.3)	162.5 ± 5.4 (156.3 – 169.3)	153.4 ± 5.4 (147.0 – 158.7)	145.8 ± 4.5 (140.7 – 151.3)	129.9 ± 0.6 (129.5 – 130.8)
V30 (cc)	9.1 ± 4.3 (4.1 – 15.4)	9.0 ± 4.3 (4.1 – 15.4)	9.1 ± 4.2 (4.2 – 15.3)	9.2 ± 4.3 (4.3 – 15.5)	13.9 ± 6.1 (6.7 – 22.7)
V15 (cc)	21.7 ± 9.4 (9.9 – 35.1)	21.6 ± 9.3 (9.9 – 34.9)	22.2 ± 9.5 (10.2 – 35.5)	22.6 ± 9.6 (10.6 – 35.8)	39.1 ± 14.6 (20.0 – 59.5)

DISCUSIÓN

La optimización inversa de Gammaplan genera dosimetrías más homogéneas al restringir la dosis máxima, siendo útil en casos con órganos de riesgo cercanos o cuando se busca una aproximación a la radioterapia externa convencional.

La suma de planes sobre el mismo objetivo apenas disminuye un 1-2% la dosis máxima, por lo que se crearon distintos márgenes al GTV para cada planificación. De esta forma la reducción obtenida no justifica la pérdida de conformidad y aumento de las bajas dosis. Para la viabilidad de este método, Gammaplan debería permitir la selección manual de posiciones de mesa antes de la optimización de colimadores y tiempos de disparo.

CONCLUSIONES

La planificación inversa de Gammaplan restringe el máximo de dosis logrando planes más homogéneos sin afectar a la conformidad ni las dosis bajas. Una mayor reducción mediante suma de planes no ofrece buenos resultados, ya que implica un gran incremento de dosis bajas.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE TRATAMIENTOS ULTRACORTOS CON VMAT PARA MAMA IZQUIERDA

García Hernández, J. J. (1); Ruiz Bueno, A. (2); Rossi Coronado, K. D. (1); Toribio Berruete, I. (3); Adillo Montero, C. H. (1); De Pablos Fernández, V. (2); Brandemann, C. S. (3)

(1) Hospital Recoletas Segovia; (2) Hospital Recoletas Campo Grande Valladolid; (3) Hospital Recoletas Ponferrada

INTRODUCCIÓN

Hay diferentes técnicas de planificación de los tratamientos de mama con boost integrado hipofraccionados en 5 fracciones (IMRT, VMAT o técnicas hibridas). Aunque la primera opción utilizada en nuestro servicio para este tipo de casos es una técnica híbrida de campos 3D más VMAT, esto no es posible en todos los pacientes. La técnica VMAT pura tiene menos dependencia de la geometría y características anatómicas del paciente, por lo que es la elegida para planificar en cuando no se puede utilizar la híbrida. Queremos comprobar que una planificación VMAT es capaz de cumplir con los parámetros dosimétricos necesarios.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza el planificador Eclipse v16.1 (Varian Medical Systems, EE.UU.) Para el control de respiración se utiliza el sistema RGSC de la misma compañía utilizando el método de Inspiración Profunda Mantenida (IPM).

Se obtienen los datos dosimétricos de 11 pacientes elegidos aleatoriamente y tratados con VMAT en la mama izquierda en las unidades de radioterapia del grupo Recoletas y se procede a un análisis estadístico de ellos. Únicamente se analizan los resultados de los órganos de riesgo especificados en la TABLA 1 ya que el resto de los órganos están sistemáticamente muy lejos de los limites.

Los límites de dosis siguen las indicaciones del Grupo Español de Oncología Radioterápica de Cáncer de Mama (GEORM) teniendo en cuenta los resultados del UK FAST Forward Trial (2020).

RESULTADOS

PTV26	PTV29		Arteria Coronaria			Pulmon Izq	Pulmon Der	Corazón		Mama Der		
v95%	Dmean	v95%	Dmax	Dmean	V8 Gy (%)	V8 Gy	V3,5 Gy	Vmean	V7 Gy	Dmax	Dmean	DIBH
97.3	28.93	100	8.65	4.31	0.11	9.61	1.12	1.6	1.7	2.62	0.78	no
98.1	29.13	100	9.73	4.95	3.8	13.05	4.88	1.61	1	3.02	0.91	si
97.1	29	100	10.01	4.65	1.19	14.94	5.12	1.58	0.96	3.18	0.78	si
95.6	29	100	12.99	8.23	58.59	9.22	2.25	2.69	5.45	3.58	0.77	no
98.5	29.18	100	7.11	3.06	0	12.38	7.75	1.84	0.37	4.27	1.31	si
97.2	28.95	100	8.87	3.69	0.07	10.84	4.37	1.82	1.38	2.02	0.73	no
96.4	28.95	100	11	5.7	34.36	11.79	2.93	1.66	3.63	2.91	1.00	no
95.9	29	100	14.68	2.53	4.54	9.56	1.22	1.6	2.42	3.07	0.94	no
97.7			8.79	2.51	0.17	10.15	4.21	1.27	0.53	5.07	0.99	no
95.1	29	100	4.17	2.97	0	14.54	11.18	1.54	1.38	3.95	0.83	si
97.3	29	100	12.44	4.75	8.97	16.56	7.77	2.14	1.64	8.95	1.78	no
96.3	28.84	100	18.29	6.75	34.22	13.22	3.06	1.95	4.44	4.62	0.90	no
96.88	29.00	100	10.56	4.51	12.17	12.16	4.66	1.78	2.08	3.94	0.98	media
98.5	29.18	100	18.29	8.23	58.59	16.56	11.18	2.69	5.45	8.95	1.78	maximo
95.1	28.84	100	4.17	2.51	0	9.22	1.12	1.27	0.37	2.02	0.73	minimo
97.15	29.00	100	9.87	4.48	2.50	12.09	4.29	1.64	1.51	3.38	0.91	Mediana
97.20	29.08	100	7.76	3.91	1.25	13.73	7.23	1.64	0.93	3.61	0.96	Media DIBH
96.71	28.95	100	11.96	4.81	17.63	11.37	3.37	1.84	2.65	4.11	0.99	Med NO DIBH

TABLA 1. Resultados dosimétricos de los casos analizados.

DISCUSIÓN

Se observa una buena cobertura en los casos analizados, el promedio del V95% (dosis prescrita 26Gy) en la mama izquierda es un 96.88% y mientras que el PTV Boost alcanza un 100% en el mismo parámetro (dosis prescrita 29Gy) además de una dosis media de 29,0 Gy en el promedio de todos los casos.

La protección que se alcanza en los OAR es buena y solamente en tres pacientes una de las restricciones de la arteria coronaria (V8Gy < 15%) no se cumple. En el resto de pacientes se cumplen todas las restricciones.

La técnica IPM mejora significativamente los datos de arteria coronaria y del corazón, aunque aumenta ligeramente el V8Gy del pulmón izquierdo.

CONCLUSIONES

El VMAT es una técnica adecuada para los tratamientos en cinco fracciones de mama izquierda con boost integrado, obteniendo buenos resultados en las dosis de los volúmenes de tratamiento como en la protección de los OAR y beneficiándose adicionalmente los pacientes de un tratamiento más cómodo al reducirse éste a solo 5 sesiones.

Hay que prestar atención a la arteria coronaria y al corazón que son los órganos que pueden presentar más problemas para cumplir las restricciones.

La técnica IPM es beneficiosa para la arteria coronaria, así como para el corazón. Debido a que estos órganos son los que más dificultades presentan para cumplir los límites de dosis, sería recomendable utilizar esta técnica para este tipo de casos.

ANÁLISIS DE LOS NTCP EN RECTO PARA TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA EN PRECISION

Pérez Rios, L. (1); Quiñones Rodríguez, L. Á. (1); Vicent Granado, D. (1); Sánchez Ramos, A. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

El avance en las técnicas de radioterapia ha permitido tratar el cáncer de próstata, entre otros, a dosis más altas, lo que supone un mayor control local de la enfermedad y un aumento en la supervivencia de estos pacientes. Sin embargo, un aumento en la dosis supone el riesgo de desarrollar otras complicaciones en el tejido y órganos sanos adyacentes, como el recto.

Para cuantificar este riesgo se aplica el modelo LKB (Lyman Kutcher Burman) para obtener los NTCP (*Normal Tissue Complication Probability*) para distintas complicaciones (*endpoints*) en función de su grado de toxicidad.

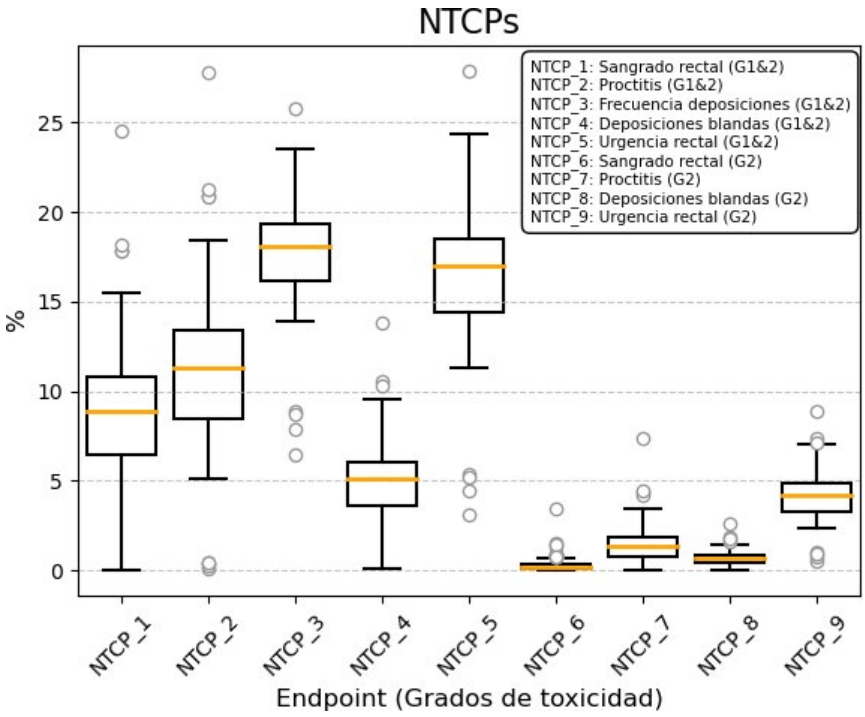
MATERIAL Y MÉTODOS

Para el estudio se han tomado 132 pacientes con dosis de prescripción entre 60 y 70 Gy (2.3-3 Gy/sesión), tratados en 2024 en un acelerador lineal con un haz de radiación helicoidal (Tomo HD y Radixact, Accuray). Para el cálculo de los tratamientos se empleó el sistema de planificación de la propia casa comercial, Precision.

Con el fin de obtener los histogramas de los tratamientos se ha diseñado un código en Python, puesto que el software no permitía descargar estos datos. Este código calcula los histogramas a partir de los objetos DICOM *RT Dose* y *RT Structures*, en concreto se han calculado para el recto. Posteriormente, se obtienen los NTCP para los distintos *endpoints* en cada paciente y se representa en forma de diagrama de cajas. Todo el cálculo se realiza mediante Python, el cual posee librerías que permiten obtener estos valores siguiendo el modelo LKB.

RESULTADOS

En la Figura 1 se muestran los resultados obtenidos para los distintos *endpoints* de toxicidad en recto. Los diagramas de cajas muestra el valor de la mediana (línea naranja), el primer y tercer cuartil como los límites inferior y superior del rectángulo, las líneas que se extienden hacia arriba y hacia abajo muestran la dispersión de los datos en un rango que es aproximadamente 1.5 veces la diferencia entre el tercer y primer cuartil y finalmente, los puntos son los valores fuera de esa distancia.



DISCUSIÓN

Los cinco primeros NTCPs representados son los de grado 1&2 de toxicidad los cuales aparecen con mayor probabilidad como se muestra en la gráfica, mientras que los cuatro últimos son los NTCPs de grado 2 de toxicidad y se puede observar que su aparición en los pacientes es muy poco probable en base a los datos extraídos de los histogramas. Además, comparando estos resultados con la clínica se obtuvo una correlación con que la frecuencia con la que los pacientes iban al baño y la urgencia rectal eran los efectos secundarios mayoritarios presentados por los pacientes.

CONCLUSIONES

Es importante saber que los NTCPs del modelo LKB no se tratan como valores absolutos sino que se emplean para comparar planes de tratamiento. Este estudio puede servir como punto de partida para evaluar la constancia o posibles cambios si se modifica la técnica de tratamiento o el sistema de planificación con el fin de optimizar el cálculo de dosis.

COMPARATIVA DOSIMÉTRICA ENTRE EL USO DE MORDAZAS DINÁMICAS VS FIJAS

Pérez Rios, L. (1); Sánchez Ramos, A. (1); Vicent Granado, D. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

Las mordazas dinámicas TomoEDGE™ se abren y cierran alrededor de cada *target* en un movimiento de ventana deslizante (también conocido “running start and stop”), mejorando la penumbra de dosis en la dirección longitudinal. Esto optimiza la distribución de dosis y, en muchos casos, permite tratar a los pacientes con un ancho de campo de 5 cm, lo que supone una mejora significativa en el tiempo de tratamiento.

El movimiento de las mordazas depende de la selección del tamaño de campo, la longitud del *target* y, si el plan incluye más de un *target*, la separación longitudinal (eje Y) entre estos.

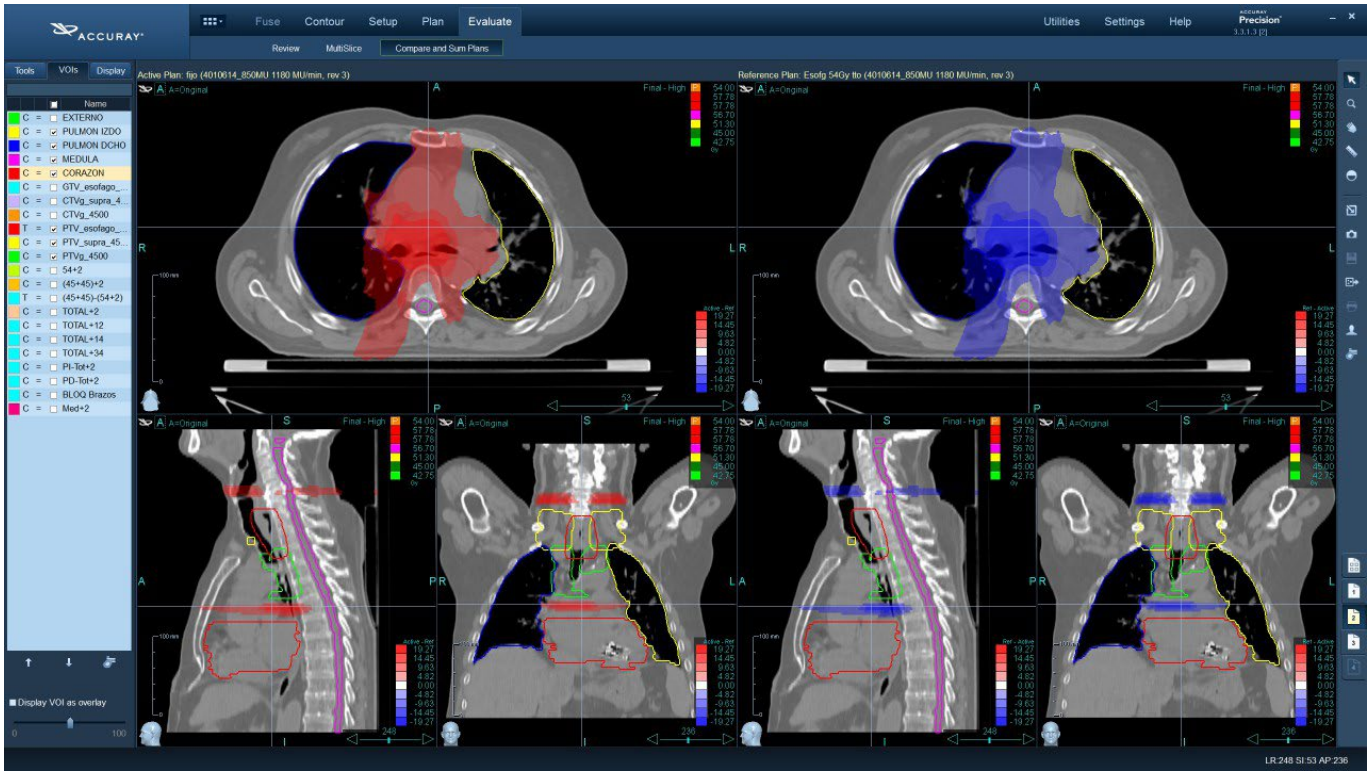
MATERIAL Y MÉTODOS

Para este estudio se dispone de dos aceleradores de la casa comercial Accuray, Radixact y Tomo HD, ambos con la posibilidad de calcular los tratamientos con una mordaza fija o dinámica. Los tamaños de mordaza son de 1 cm, 2.5 cm y 5 cm de ancho, en el eje longitudinal. Únicamente las mordazas de 2.5 cm y 5 cm permiten usarse con el modo dinámico.

Se han tomado 15 pacientes de distintas patologías (recto, pulmón, mama, mama+boost, próstata, ORL, esófago, cérvix) cuyos tratamientos se habían calculado con una mordaza dinámica y se han pasado a calcular con una mordaza fija, del mismo ancho, manteniendo el número de iteraciones y objetivos en el cálculo.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se muestra la comparativa dosimétrica de un plan calculado con mordaza fija (izquierda) y mordaza dinámica (derecha). El gráfico de colores muestra la diferencia en Gy entre ambos tratamientos.



DISCUSIÓN

En cuanto al recubrimiento de los volúmenes objetivo no se encuentran grandes diferencias, el problema surge en las regiones periféricas a estos, al inicio y al final del PTV, donde en el caso de la mordaza fija ésta sigue abierta para irradiar por completo al target, de ahí que exista esa diferencia de dosis con respecto a los planes calculados con mordaza dinámica.

En estos planes con tanta diferencia de dosis en los extremos del target, se habría tenido que usar una mordaza menor para el cálculo en modalidad fija.

CONCLUSIONES

El uso de la mordaza dinámica a la hora de realizar los cálculos de los tratamientos supone una reducción de dosis al paciente en tejido sano. Además, permite el uso de un tamaño de mordaza mayor lo que implica una reducción de los tiempos de tratamiento.

FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE PLANES EN EL SISTEMA IDMS

Pérez Rios, L. (1); Vicent Granado, D. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Sánchez Ramos, A. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

El sistema iDMs (Integrated Data Management System) de la casa comercial Accuray permite integrar diferentes equipos dentro del entorno Accuray (Radixact, Tomo HD, CyberKnife), ofreciendo distintas herramientas de planificación, gestión y administración de tratamientos. Una de las funciones que posee el planificador Precision dentro del entorno iDMs, es la transferencia de planes,

Plan Transfer, que permite reconfigurar los planes de tratamiento para los distintos equipos que conformen la red. Se quiere comprobar que los planes transferidos se transfieren correctamente y siguen siendo válidos al cambiar de máquina.

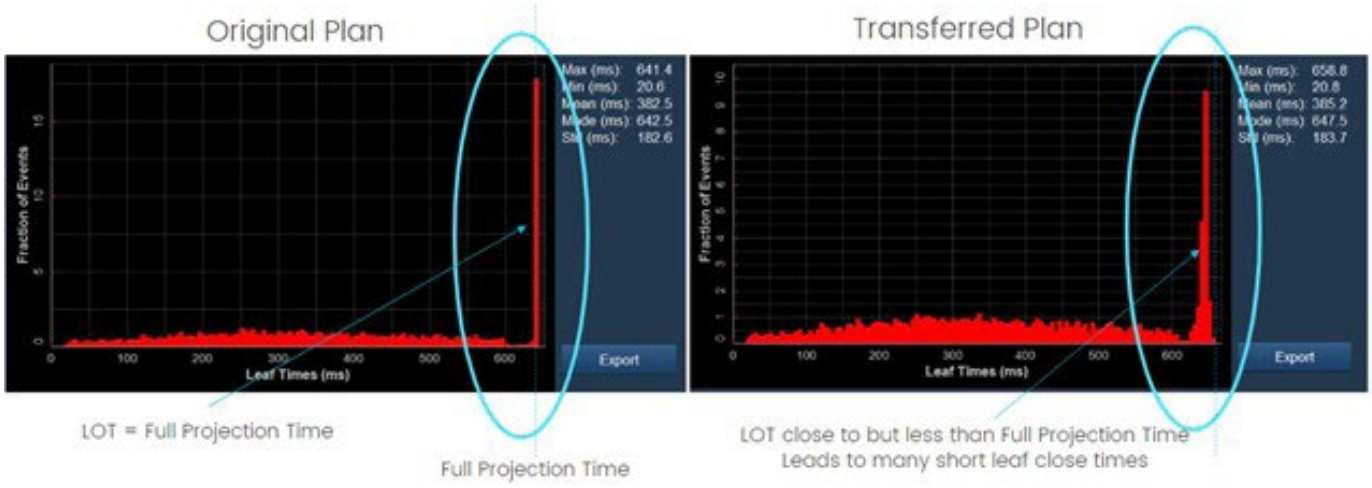
MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de dos aceleradores lineales de electrones de Accuray, modelo Radixact y Tomo HD, ambos dentro de la red iDMs. Se han tomado 14 pacientes de distintas patologías, cuyos planes han sido calculados en Radixact. Mediante la función *Plan Transfer* del planificador se han reconfigurado al otro equipo, Tomo HD.

Los planes han sido comparados en el planificador, para comprobar si existen diferencias significativas entre la dosimetría del plan original y el transferido. Además, para poder garantizar el resultado se verificaron en máquina y se compararon con los resultados obtenidos en el Radixact. El maniquí de medida empleado fue el ArcCheck de Sun Nuclear con su software correspondiente SNC Patient (v.8.4.1)

RESULTADOS

En la TABLA 1 se muestran los resultados de la verificación de los QAs siguiendo un criterio gamma para los distintos planes obtenidos, original y transferido. Además, en la FIGURA 1 aparece la comparativa que realiza el propio planificador Precision al transferir el plan de un equipo a otro.



	TOMO HD			RADIXACT			
	Difference (%)	Distance (mm)	Pass (%)	Difference (%)	Distance (mm)	Pass (%)	Desv (%)
Mama							
**310	2	2	87,9	2	2	98,1	10,40 %
**137	3	2	88,1	3	2	98,4	10,46 %
**560	2	2	82	2	2	95	13,68 %
Recto							
**515	3	3	87,3	3	3	98,4	11,28 %
**811	3	3	72,6	3	3	98,2	26,07 %
Próstata							
**610	2	2	97,3	2	2	98,9	1,62 %
**639	3	3	86,7	3	3	94,5	8,25 %
**005	2	2	96,7	2	2	99,3	2,62 %
Paliativos							
**228	2	2	83,8	2	2	96,5	13,16 %
**506	3	3	93,8	3	3	99,8	6,01 %
Pulmón							
**163	2	2	95,6	2	2	98,7	3,14 %
**960	3	2	94	3	2	96,6	2,69 %
ORL							
**214	3	2	94,1	3	2	98,8	4,76 %
**865	2	2	91,7	2	2	99,5	7,84 %

DISCUSIÓN

Observamos en la TABLA 1 que los resultados de la verificación de los planes son peores en los planes transferidos que en los planes originales, llegando a encontrar una desviación máxima de un 26.07 %.

Esto sucede en los planes que presentan un gran pico (alto porcentaje de tiempo de apertura de las láminas) en la barra máxima del histograma de tiempo de apertura de láminas. Al transferir dicho plan este pico se transforma en una especia de gaussiana lo que implica que algunos haces tienen un tiempo de apertura de las láminas mayor que en el plan original. Esto conlleva un aumento del período del gantry y genera intervalos cortos de cierre de las láminas que el sistema no es capaz de reproducir con precisión.

CONCLUSIONES

El problema radica en que la latencia del multiláminas del acelerador Tomo HD no funciona de la misma manera que la del acelerador Radixact, lo que impide poder disponer de la función de transferencia de planes. Existe un desfase en la respuesta del multiláminas al ajustar la forma del haz durante el tratamiento que es fijo, mientras que el Radixact va corrigiendo este desfase en base a los tratamientos previos que se van administrando.

ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE 2 MODELOS DE CÁLCULO INDEPENDIENTE

García Reyes, M. (1); León García, J. L. (1); Sasián Cagigas, R. (1)
(1) Hospital Universitario Jerez de la Frontera

INTRODUCCIÓN

Los sistemas de cálculo independiente son importantes para la evaluación de la dosimetría de los pacientes en radioterapia externa. Permiten obtener la dosis sobre el TC del paciente con un método de cálculo distinto del que emplea el sistema de planificación usado en la práctica clínica. El análisis gamma obtenido al comparar el plan original del sistema de planificación con el del modelo de cálculo independiente permite decidir si el tratamiento cumple los criterios de calidad para llevarse a cabo clínicamente.

En este trabajo se ha evaluado la diferencia entre los planes calculados por nuestro planificador de tratamientos y 2 modelos de cálculo independiente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado una muestra de 550 dosimetrías de pacientes, correspondientes al período 01/2023 – 12/2023, abarcando las distintas patologías tratadas en el servicio de radioterapia del Hospital Universitario de Jerez de la Frontera (Cádiz).

La unidad de tratamiento es un TrueBeam Millennium 120 MLC (Varian Medical Systems), donde se han empleado las técnicas de VMAT (fotones de 6 MV) y de SBRT / SRS (fotones de 6 MV FFF).

Dichas dosimetrías se han realizado con el planificador Pinnacle (versión 9.10, Philips), que utiliza un algoritmo de convolución – superposición para el cálculo de la dosis.

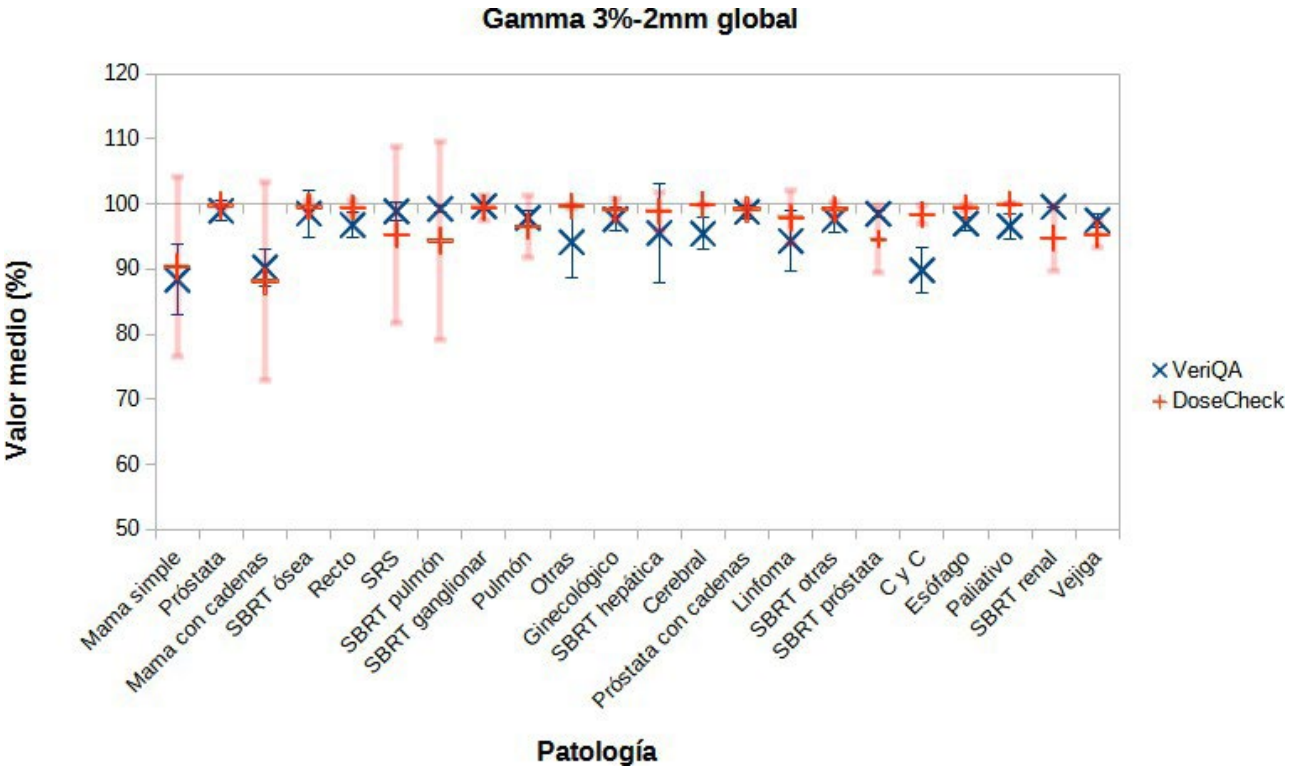
Los planes han sido recalculados con otros dos sistemas en los que previamente se ha modelado la unidad TrueBeam:

- VeriQA (Versión RT MonterCarlo 3D, PTW-Freiburg), que emplea un método Monte Carlo.
- DoseCheck (Versión 1.7.1, Sun Nuclear Corporation), que emplea un algoritmo de convolución – superposición.

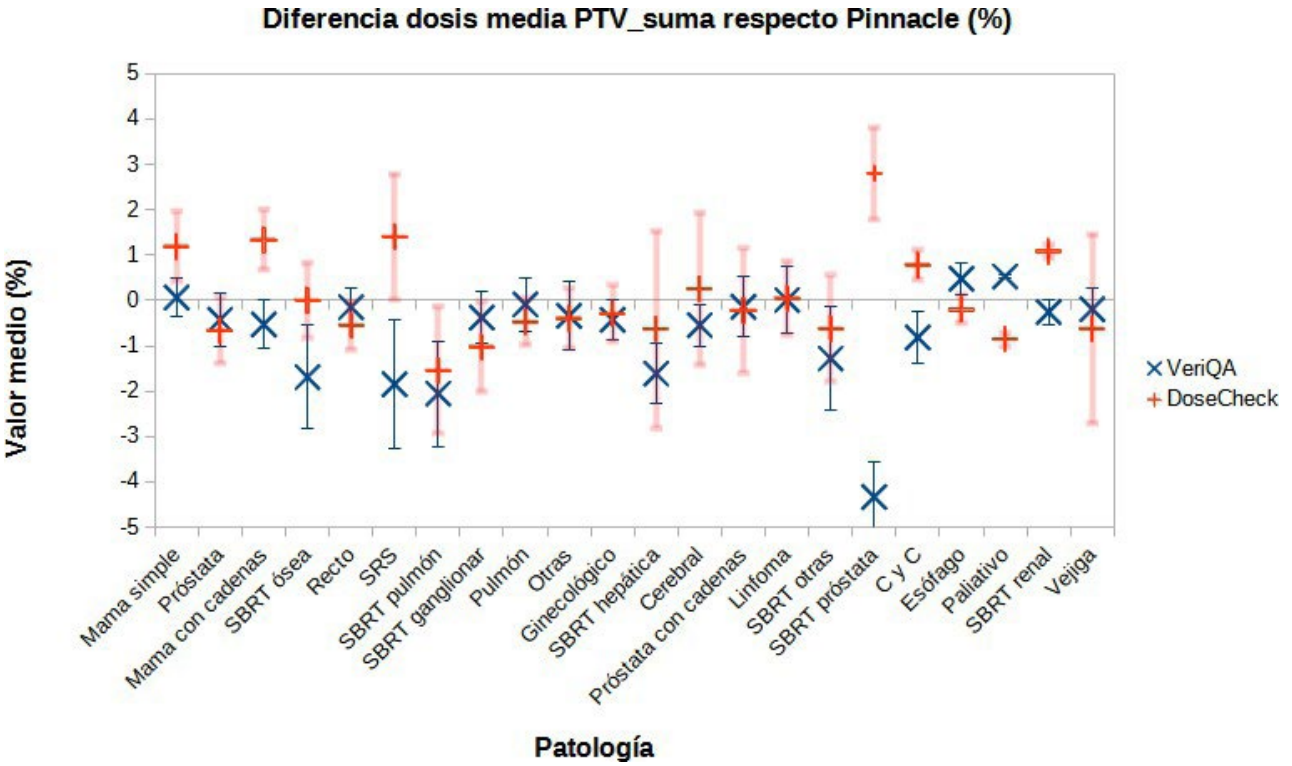
RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los modelos VeriQA y DoseCheck permiten, una vez calculada la dosis en el TC del paciente, realizar un análisis gamma sobre todo el volumen, comparando con el plan original de Pinnacle. Se aplica el criterio 3% / 2mm con un umbral del 10% de la dosis máxima, de acuerdo con el TG-218 de la AAPM.

Los resultados del análisis gamma se muestran en la FIGURA 1, donde se puede ver el valor medio y la desviación típica de los resultados obtenidos para los pacientes agrupados por patología.



Por otro lado, estos modelos también permiten la comparación entre la dosis que reciben las estructuras usadas en la planificación. En la FIGURA 2 se muestra la diferencia de la dosis media para una estructura definida como PTV_suma que incluye todos los PTVs presentes en la planificación. Se muestra, para los pacientes agrupados por patologías, el valor promedio de diferencia en la D_media, mostrando también la desviación estándar de los resultados para cada patología.



CONCLUSIONES

Los modelos de cálculo independiente permiten un análisis de los planes clínicos que, sumado al control de calidad realizado en la máquina, permite decidir si una dosimetría es adecuada para llevarse a cabo.

DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN PACIENTES CON CÁNCER DE CABEZA Y CUELLO Y SU APLICACIÓN EN LA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA

Jiménez López, M. Del P. (1); Candón González, C. L. (1); Calama Santiago, J. A. (1); Rodríguez Rodríguez, C. (1); Orozco Martínez, F. (1); López Fernández, A. (1)
(1) Hospital Universitario de Fuenlabrada

INTRODUCCIÓN

Se emplean las imágenes de dosimetría portal in vivo en pacientes de ORL con el fin de desarrollar un método de apoyo en la decisión de adaptar el plan de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

El análisis se ha llevado a cabo con 6 pacientes tratados en 35 fracciones.

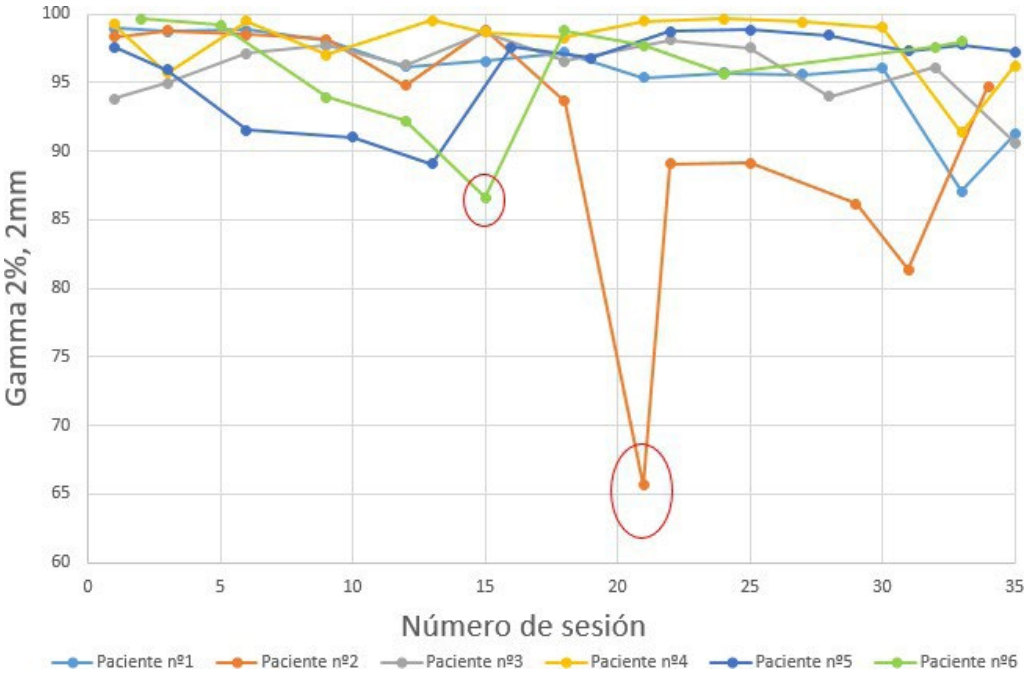
Se dispone de los datos de dosimetría portal in vivo en los aceleradores TrueBeam de Varian y se evalúan las distribuciones gamma (2%,2mm) con PerFRACTION.

Para aquellos pacientes a los que se le ha hecho radioterapia adaptativa, se ha usado la imagen de CBCT del último día tratado con el plan inicial, para evaluar qué habría pasado si el paciente hubiera seguido tratándose con este plan y no hubiera sufrido más cambios en lo que quedaba de tratamiento. Para ello se ha empleado la herramienta Velocity de Varian, con la que se crea un CT sintético sobre el que se calculan las distribuciones de dosis que se hubieran dado. Se han establecido los siguientes parámetros a evaluar la necesidad de un plan de tratamiento adaptado:

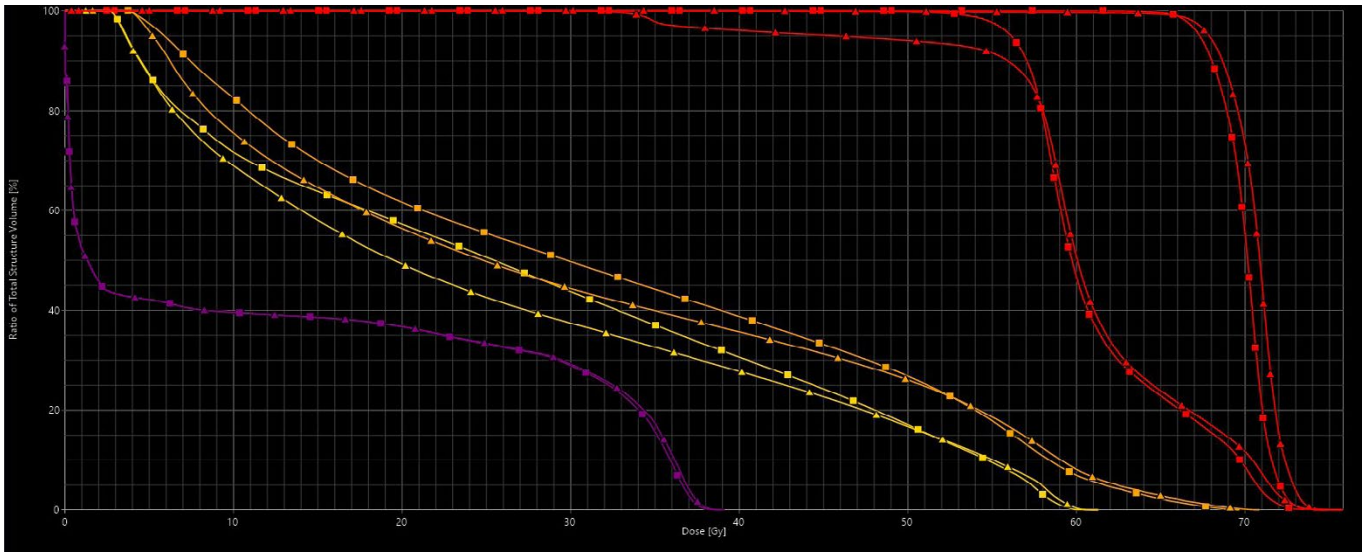
- V95% de los PTVs
- Dosis medias de las parótidas
- Dosis máxima de la médula.

RESULTADOS

Evolución del parámetro gamma (2%,2mm) de las dosimetrías de tránsito a lo largo del tratamiento:



Aparecen con un círculo las fracciones en las que se decidió hacer la adaptación del tratamiento. Se observa como después de replanificar, los resultados de PerFRACTION mejoraron.



Se muestra un ejemplo en la imagen, donde se observa el cambio del histograma para el paciente nº2, especialmente el V95 PTV_LowRisk, que cae del 97.38% al 91.33%. En triángulos aparece el resultado del histograma sin replanificar, manteniendo la situación del CBCT pre-adaptativa, y en cuadrados el plan inicial.

DISCUSIÓN

Con el número de pacientes de la muestra, resulta complicado establecer un umbral de gamma para el cual se recomiende la adaptación del tratamiento, pero de su análisis pueden extraerse las siguientes conclusiones:

- Si el valor ha caído por debajo del umbral en una fracción aislada es probable que sea por errores de setup y no por cambios anatómicos.
- Si sigue una deriva descendente y llega a bajar del umbral, se recalcula la distribución de dosis sobre la imagen de CBCT, se suman las fracciones que lleva a las que le quedan con este nuevo histograma, y se decide si el resultado es aceptable o si es necesaria la adaptación del plan.

Parece razonable en este análisis proponer un umbral del 90% de gamma (2%,2mm) para evaluar si se recomienda la adaptación del tratamiento, crear el CT sintético y recalcular el plan, teniendo siempre en cuenta el criterio médico en todos los casos.

CONCLUSIONES

Se pretende usar la dosimetría de tránsito como ayuda en la toma de decisiones sobre la radioterapia adaptativa en cáncer de cabeza y cuello. Además, el cálculo de la dosis en el CBCT corrobora la necesidad de adaptación del plan, siempre que, para las sesiones restantes, los resultados de la dosimetría no sean aceptables desde el punto de vista clínico.

COMISIONADO SRS MAPCHECK CON STEREOPHAN PARA SU USO COMO SISTEMA DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE SBRT

González Vizuete, M. (1); Ramos Caballero, L. J. (1); Martín Rodriguez, J. (1); Miguel Álvarez, L. (1); Elías Zapata, J. (1); Matito Escorihuela, V. M. (1); Iglesias Lozano, E. (1); Quesada Acosta, M. (1); Martinez Muriano, G. (1)
(1) Hospital de Mérida

INTRODUCCIÓN

La SBRT utiliza altas dosis por fracción y campos pequeños, lo que requiere una verificación precisa del tratamiento. La resolución de los detectores es crucial, pero sistemas como Arccheck tienen resolución limitada, y el Suncheck-2D solo verifica dosis planas perpendiculares al haz.

Este estudio propone el uso del sistema SRS Mapcheck con el fantoma StereoPhan, que cuenta con una matriz de diodos distribuidos en un plano con resolución de 2.47 mm, para evaluar su respuesta y validar correcciones y calibración antes de su uso clínico.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó un acelerador VersaHD (6FFF), TPS Monaco (algoritmo Montecarlo, resolución 1 mm, 0.3% de incertidumbre) y se analizaron:

- Linealidad con la dosis: Haz de referencia de 5x5 cm² a tasa 1300 UM/min y gantry 0°. Se variaron las unidades monitor entre 10 y 3500 UM, anotando la dosis recogida en cada caso por el diodo central
- Independencia de la tasa de dosis: Con el mismo haz de referencia, se evaluó la dosis recogida por el diodo central a diferentes tasas de dosis (140-1300 UM/min).
- Dependencia angular: Se varió el ángulo del gantry entre 0° y 330°, con la matriz de diodos siempre perpendicular al eje G0. Se comparó la dosis medida con el diodo central para cada angulación respecto a G0.
- Tamaños de campo: Comparación de campos cuadrados (1x1 a 6x6 cm²) con TPS y distribución planar mediante criterios gamma.

RESULTADOS

Linealidad con la dosis e independencia con la tasa de dosis: *Fig.1A* y *1B*.

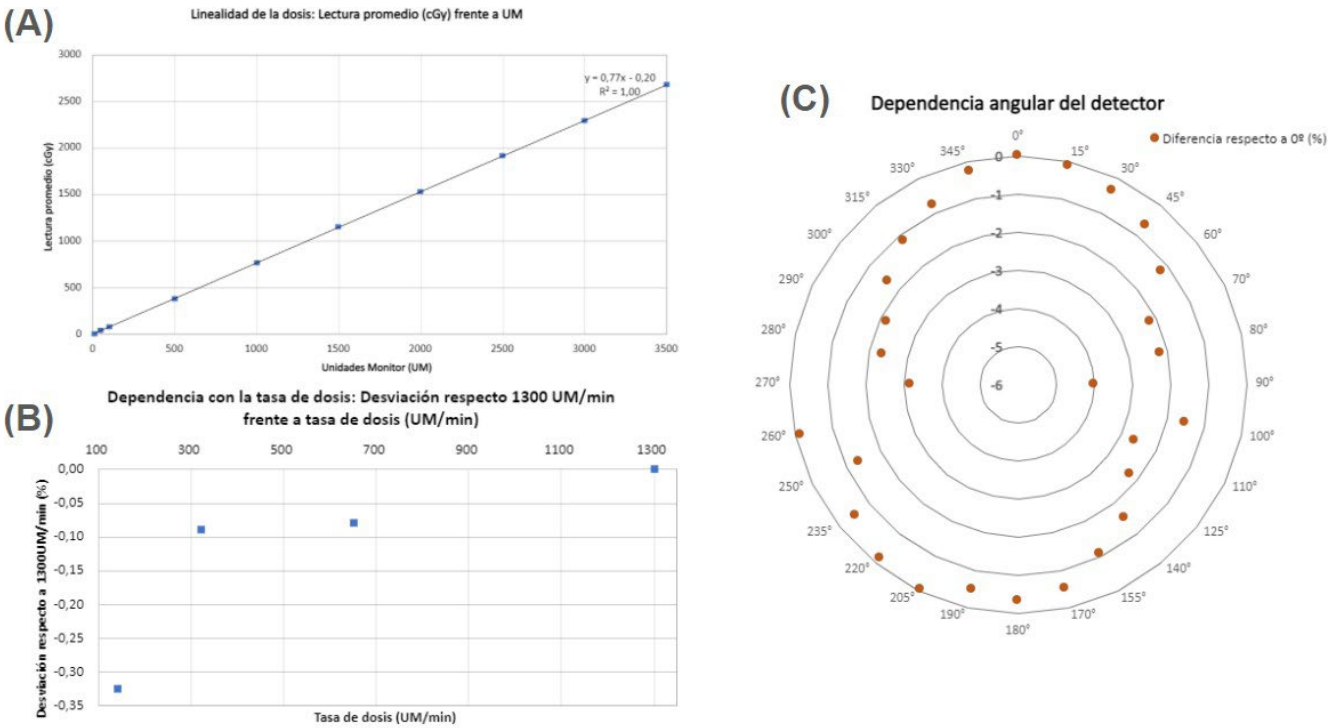


Fig. 1: (A) Linealidad de la dosis. (B) Dependencia de la tasa de dosis. (C) Dependencia angular.

Dependencia angular: *Fig.1C*.

Las diferencias de dosis calculadas frente a medidas con el diodo central y la comparación de los planos de dosis respecto al cálculo con TPS se presentan en la *TABLA 1*.

	ABSOLUTO (1mm resolucion, 0,3% incertidumbre)								
Tamaño de campo (cm²)	**1x1**	**1.5x1.5**	**2x2**	**2.5x2.5**	**3x3**	**3.5x3.5**	**4x4**	**5x5**	**6x6**
Dosis TPS en iso (cGy)	57,70	66,60	69,90	71,80	73,30	74,70	75,60	77,50	78,90
Lectura SRS diodo central (cGy)	57,17	66,29	69,69	71,82	73,37	74,58	75,82	77,56	79,08
Diferencia de dosis SRS-TPS (%)	-0,92	-0,47	-0,30	0,03	0,10	-0,16	0,29	0,08	0,23
Gamma 1%1mm	97,40	100,00	97,30	97,60	97,60	98,70	97,90	96,30	93,00
Gamma 2%1mm	97,40	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	99,60
Gamma 3%1mm	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00

Tabla 1: Verificación tamaños de campo. Comparación en dosis recogida por diodo central y planos de dosis respecto a planificador.

DISCUSIÓN

Los resultados muestran que la linealidad con la dosis mejora con el aumento de las UM, y se observan menores desviaciones a altas tasas de dosis.

Respecto a la dependencia angular, se registran infra dosificaciones de hasta un 4,5% para ángulos cercanos a 90° y 270°, lo cual es esperado en matrices de diodos. Para la verificación de tratamientos 3D-CRT en estos ángulos, se recomienda girar la matriz dentro del Stereophan y seleccionar otros planos de dosis. En tratamientos VMAT, este efecto es menor debido a las múltiples incidencias del haz.

Al comparar tamaños de campo, la mayor diferencia en dosis (-0,92%) respecto al TPS se observa en el campo 1x1cm². Esta pequeña diferencia puede deberse a que el modelado en Monaco se realiza con haces mayores de 2x2cm², y el detector se calibra para un campo de 5x5cm². Sin embargo, todos los planos de dosis cumplen con el criterio gamma 3%,1 mm>95%.

CONCLUSIONES

Se trata de una herramienta eficaz para la verificación de tratamientos SBRT, que muestra gran resolución, buena linealidad e invarianza respecto a la tasa de dosis. Al presentar cierta dependencia angular en el entorno de 90° y 270°, se recomienda girar el detector en tratamientos estáticos que utilicen estas incidencias.

ANÁLISIS RETROSPECTIVO DE DATOS CLÍNICOS Y DE DOSIMETRÍA EN VIVO PARA PACIENTES TRATADOS MEDIANTE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL

Nafría Jiménez, M. I. (1); Talaya Alarcón, M. S. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Castro Tejero, P. (1); Roch González, M. (1); Paradela Diaz, G. (1); Rubiato Aragón, R. (1); Aldave Yaniz, D. (1); Casado Jiménez, M. (1); Gonzalo Ruiz, S. (1); Marín Palomo, A. (1); Cruz Conde, J. A. (1); Martín Vidales, M. C. (1); López Rodríguez, M. (1); Stoica Rosciupchin, A. E. (1); Villalba Pérez, C. P. (1); Botella Faus, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Simón De Blas, R. (1); Gallego Molina, C. (1); Murillo González, M. T. (1)
(1) Hospital Universitario de La Princesa

INTRODUCCIÓN

La irradiación corporal total (ICT o TBI por sus siglas en inglés) es uno de los pilares de los regímenes de acondicionamiento para el trasplante de progenitores hematopoyéticos (TPH). Se trata de un tratamiento técnicamente complejo y que requiere de una adecuada coordinación de recursos y personal. Se recomienda efectuar dosimetría en vivo para medir la dosis administrada al paciente en tiempo real durante el tratamiento. Se presentan los resultados clínicos junto con los datos de la dosimetría en vivo con el objetivo de demostrar que la TBI continúa siendo una opción competitiva.

MATERIAL Y MÉTODOS

Estudio retrospectivo realizado en pacientes tratados con TBI entre 2016 y 2024. La dosis de prescripción fue de 12Gy impartidos en cuatro sesiones sobre el punto ICRU (línea media del paciente a la altura del ombligo). Los tratamientos se administraron con 3 campos de fotones de energía 6MV: uno Antero-Posterior y dos Postero-Anterior, uno con bloque de Cerrobend para protección pulmonar y otro sin él. El tamaño de campo fue de 40cmx40cm, giro colimador 45° y paciente posicionado en decúbito lateral a cuatro metros del foco sobre una mesa TBI. Ésta posee una pantalla de metacrilato para degradar el haz y generar dosis en piel. Se utilizaron como detectores de dosis cuatro diodos semiconductores modelo rf-IVD (SunNuclear) colocados a la altura del ombligo en la superficie del paciente, dos a la entrada del haz y dos a la salida. Para calcular la dosis sobre línea media se obtuvo la dosis promedio entrada-salida corregida por un factor que tuvo en cuenta la forma del rendimiento en profundidad del haz en condiciones TBI.

$$FC = /frac2PDD(z/2)PDD(z_{max}) + PDD(z - z_{max})/approx/frac2PDD(z/2)1 + PDD(z)$$

El análisis se realizó sobre los siguientes parámetros: diagnóstico por el que precisaron el trasplante, tipo de donante, edad, complicaciones o toxicidad, estado del paciente (remisión completa o éxitus) y medida de dosis en vivo. Se estudió la posible relación entre algunos parámetros clínicos (toxicidad y estado) y la diferencia relativa entre dosis medida y prescrita.

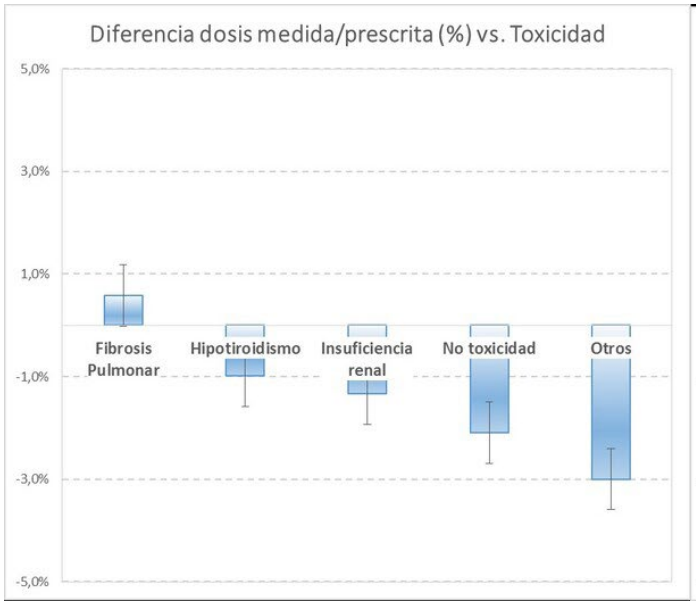
RESULTADOS Y DISCUSIÓN

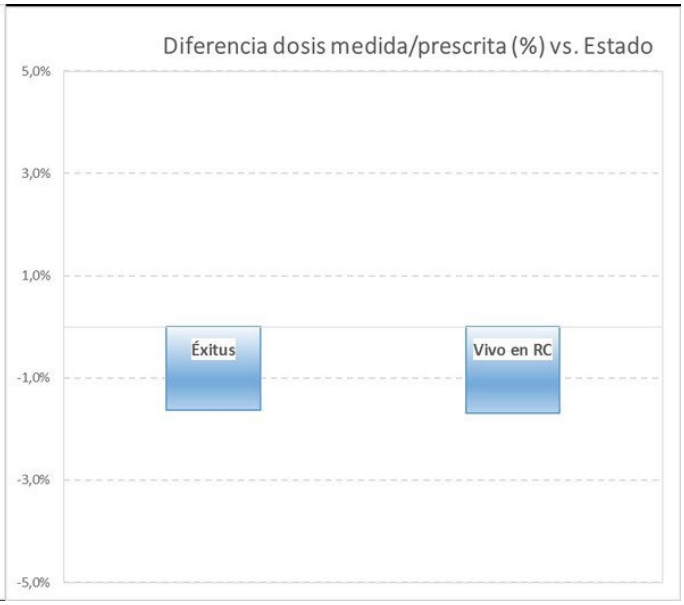
Un total de 29 pacientes tratados fueron incluidos. El diagnóstico más frecuente fue el de leucemia linfoblástica aguda (LAL) y la edad media al trasplante fue de 40.1 años. De las complicaciones analizadas, las más frecuentes fueron el hipotiroidismo y la insuficiencia renal, con un 12.1% y un 6.1%, respectivamente. 8 pacientes fallecieron (27.5%), mientras que 21 siguen vivos en remisión completa (72.5%). En la *Tabla 1* se ofrece un resumen de las características de los pacientes.

DIAGNÓSTICO	TIPO TCPH	EDAD	COMPLICACIONES	ESTADO	DIF DOSIS (%)
LAL ph+	AloTPH DNE	27		Muerto	2,0%
LAL ph-	AloTPH DNE	38	Insuficiencia renal	Vivo en RC	-0,5%
LAL T	AloTPH DNE	18	Hipotiroidismo	Vivo en RC	1,7%
LAL ph+	HaploTPH DE	49	Fibrosis pulmonar / Hipotiroidismo	Vivo en RC	2,1%
LAL ph-	AloTPH DNE	39	Fibrosis pulmonar	Vivo en RC	-2,3%
LAL T	AloTPH DNE	32	Recurrencia enfermedad	Muerto	-2,9%
LAL ph+	AloTPH DNE	41		Muerto	-2,8%
LAL ph+	AloTPH DNE	44		Vivo en RC	-3,5%
LAL ph-	AloTPH DNE	56	Recurrencia enfermedad	Muerto	-3,6%
LAL T	AloTPH DNE	44	Hipotiroidismo	Vivo en RC	-0,5%
LDCBG	AloTPH DNE	48		Vivo en RC	-3,1%
LAM	AloTPH DNE	41		Vivo en RC	-4,8%
LAM	AloTPH DNE	35	Recurrencia enfermedad	Muerto	0,4%
LAM	AloTPH DE	27		Vivo en RC	-2,8%
LAL ph-	HaploTPH DE	39		Vivo en RC	4,1%
LAL T	HaploTPH DE	21		Muerto	-3,6%
LAL B	HaploTPH DE	53		Vivo en RC	-1,4%
LAL B	AloTPH DNE	20		Vivo en RC	-3,5%
LAL B	AloTPH DE	41	Recurrencia enfermedad	Muerto	-0,5%
LAL ph-	AloTPH DNE	25		Vivo en RC	-1,5%
LAL B	HaploTPH DE	37	Insuficiencia ovárica	Vivo en RC	-5,3%
LAL T	HaploTPH DE	34	Amenorrea	Vivo en RC	-0,7%
LAL ph+	AloTPH DNE	51		Vivo en RC	-4,3%
LAL ph-	HaploTPH DE	57	Hipotiroidismo	Vivo en RC	-0,7%
LAL ph-	AloTPH DNE	38		Vivo en RC	-2,3%
LAL B	AloTPH DNE	33	Insuficiencia renal	Muerto	-2,2%
LAL ph+	AloTPH DNE	60	Mucositis	Vivo en RC	1,9%
LAL B	AloTPH DNE	50	Hipotiroidismo	Vivo en RC	-4,3%
LAL ph+	AloTPH DNE	66		Vivo en RC	-3,7%

Alo: Alogénico, DE: Donante emparentado, DNE: Donante no emparentado, Haplo: Haploidéntico, LAL: Leucemia Linfoblástica Aguda, LAM: Leucemia Mieloblástica Aguda, LDCBG: Linfoma Difuso de CélulasB Grandes, Ph: Philadelphia, RC: Remisión Completa, TPH: Trasplante de Progenitores Hematopoyéticos.

El promedio de la diferencia relativa entre la dosis medida y la prescrita fue de -1.7% [rango: -5.3% +4.1%]. No se ha encontrado correlación significativa entre la diferencia de dosis medida/prescrita con la aparición de toxicidades ni con el estado del paciente (*Figura 1*).





CONCLUSIONES

La TBI es una técnica compleja que requiere de un equipo especializado y entrenado. Ofrece un buen control de la enfermedad con un perfil de toxicidad aceptable, por lo que continúa siendo un buen tratamiento de acondicionamiento para el trasplante.

COMPARACIÓN DE PLANES DE TRATAMIENTO DE TUMORES GINECOLÓGICOS PLANIFICADOS CON RAYSTATION VS PRECISION PARA RADIXACT

Gutiérrez Ruiz, M. (1); Suárez Álvarez, N. (1); Astudillo Olalla, R. (2); Gómez Enríquez, F. (3); Alonso, J. (4); Reguilón, A. (1); Uzquiza, J. (1); Rivero, A. L. (1); Fabregat, R. (1); Delgado, P. (1); Vázquez, J. A. (1); Granado, L. (1); Raba, J. I. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (2) Hospital Universitario de Navarra; (3) Complejo Asistencial de Zamora; (4) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

La calidad dosimétrica y el tiempo de irradiación de los planes de tratamiento de tomoterapia helicoidal dependen de la selección de los parámetros de optimización en el sistema de planificación de tratamientos (TPS) y del propio optimizador.

El Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla dispone del equipo de tomoterapia Radixact (Accuray) cuyos tratamientos se planifican con el TPS RayStation (RaySearch Laboratories).

El objetivo del trabajo es comparar planes de tratamiento de tumores ginecológicos optimizados con dos TPS diferentes: Precision (Accuray), que utiliza el optimizador VOLO, y RayStation.

MATERIAL Y MÉTODO

Se seleccionan 7 pacientes con tumores de cérvix y, para cada caso, se planifican tanto con RayStation, utilizado en la práctica clínica, como con Precision. Se busca que tanto la cobertura (V95%>95%) de los volúmenes objetivo (PTV) como la dosis que les llega a los órganos de riesgo (OARs) sean similares y así los planes de tratamiento sea comparables. Para lograr esto, se modifican los parámetros de optimización adecuados: el tamaño de las mordazas (FW), el pitch y el factor de modulación (MF).

Una vez se tienen los planes de tratamiento óptimos con ambos TPS, se evalúan el índice de homogeneidad (HI) y el índice de conformidad (CI) para el PTV, así como el tiempo de administración del tratamiento (TT), el período de rotación del gantry (GP), el MF y la distribución del porcentaje de tiempo de apertura de las láminas (LOT) para evaluar la viabilidad del plan.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La cobertura del PTV es similar en casi todos los planes con Precision y RayStation. Los planes de Precision utilizaron un GP más lento y mayor número de proyecciones, ya que el FW elegido fue de 2.5cm con mordazas dinámicas para lograr mejor conformidad de dosis. Esto resulta en un TT un 50% más largo, en promedio, para los planes de Precision (figura 1).

El LOT en Precision muestra una distribución en forma de campana, mientras que RayStation utiliza tiempos más extremos (figura 2). La suma del porcentaje de láminas que están abiertas durante menos de 100 ms, junto con el porcentaje de LOT correspondiente a la proyección máxima, representa más del 50% de la distribución (figura 1). Esto indica que, en los planes de Precision, hay mayor concentración de tiempos de apertura cortos, mientras que RayStation muestra una distribución más variada.

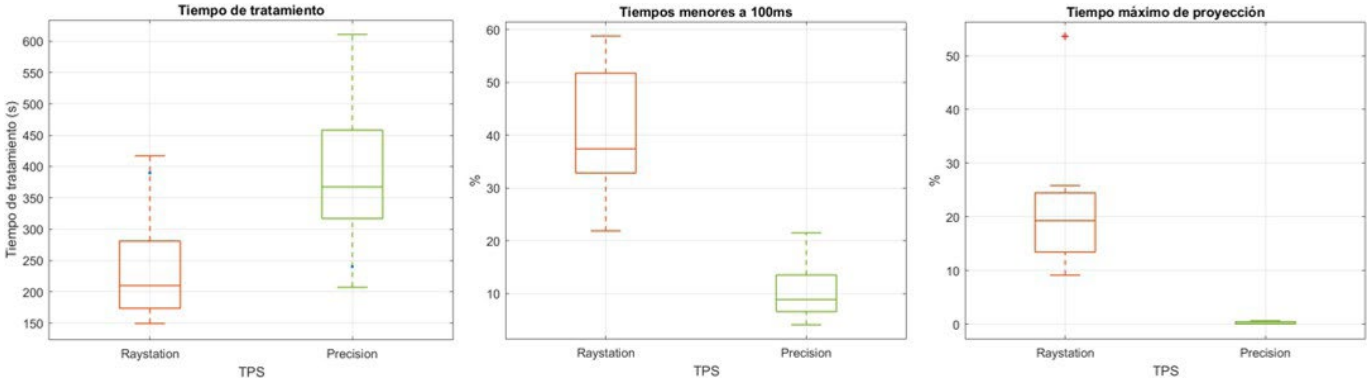


FIGURA 1: tiempo de tratamiento (TT) (izquierda), porcentaje de tiempos menores a 100 ms (centro) y tiempo máximo de proyección (derecha) para RayStation (naranja) y Precision (verde).

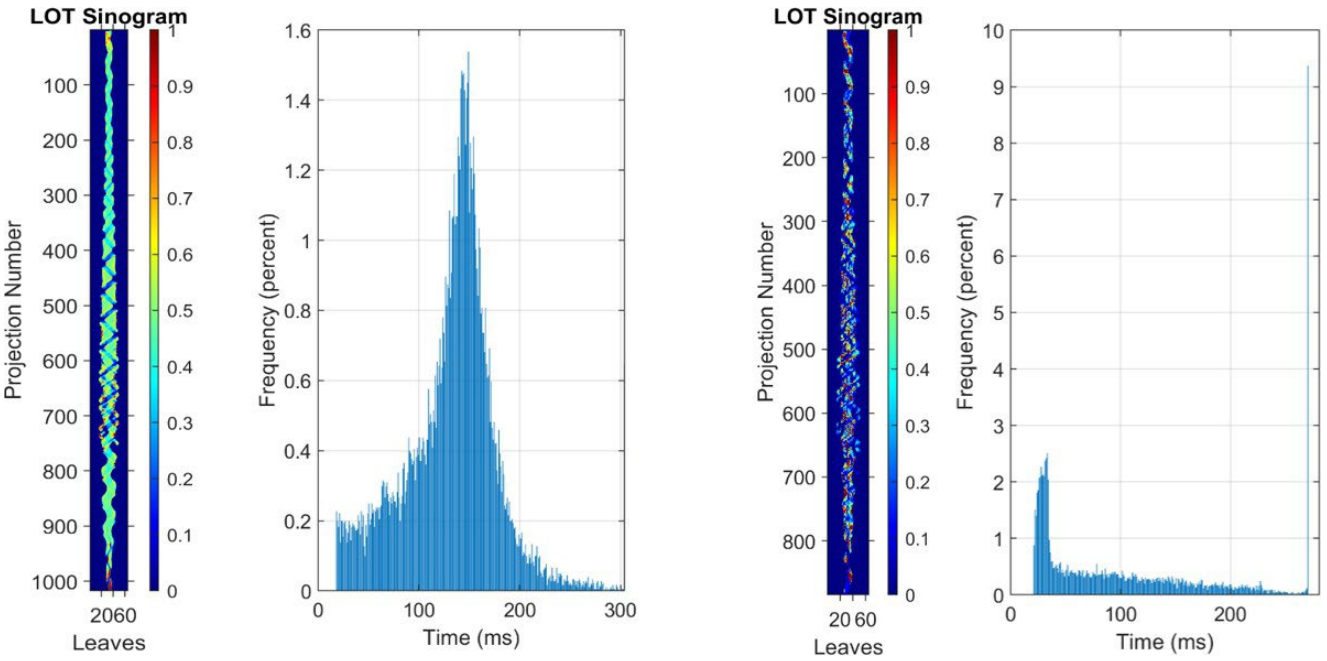


FIGURA 2: Sinograma e histograma del porcentaje de tiempo de apertura de las láminas (LOT) de planes de tratamiento típicos de Precision (izquierda) y RayStation (derecha).

CONCLUSIÓN

RayStation logra un TT más corto en comparación con Precision para planes con coberturas de volumen objetivo similares. Los planes realizados con el optimizador VOLO en Precision presentan una distribución de LOT en forma de campana, mientras que los planes de RayStation emplean más del 50% de los puntos de control con tiempos de apertura extremos.

ESTIMACIÓN DE LA PROBABILIDAD DE CONTROL TUMORAL (PCT), CONSIDERANDO EL EFECTO VOLUMEN PARA TUMORES OTORRINOLARINGOLOGÍA (ORL)

Leonor Yuste, M. (1); Moreno Hurtado, Á. (1); Sallabanda Díaz, A. (1); Góngora Ariza, F. (2)
(1) Genesiscare Guadalajara; (2) Genesiscare Málaga

INTRODUCCIÓN

Al evaluar una dosimetría, se ve si cumple los criterios dosimétricos de cobertura de dosis indicados en las guías internacionales, ICRU 50 y 62. No obstante, estos criterios no consideran la región de dosis mínima, que sí puede influir en la PCT. El objetivo de este trabajo es realizar una estimación de la PCT en tumores ORL de nuestra unidad, y así tener un parámetro adicional para determinar si una dosimetría es válida.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para el cálculo se utilizó el planificador Pinnacle3 RTP Systems (Versión 9.10), de Philips con el algoritmo de cálculo CA. Las planificaciones han sido generadas para un acelerador lineal Elekta Precise, MCi.

Por conveniencia y uniformizar resultados, se escogen 6 pacientes ORL, ya tratados y con las mismas dosis de prescripción en sus PTVs.

Considerando la naturaleza probabilística de la muerte celular y tomando el término lineal, la PCT queda descrita por:

(1)

Siendo:

N0, número clonógenos tumorales al inicio del tratamiento.
α, sensibilidad población celular irradiada.
D, dosis recibida.

Si ahora se divide el tumor en p, regiones cuya dosis puede considerarse constante, y la respuesta de cada célula clonogénica es independiente del resto:

(2)

Siendo:

Ni , número clonógenos en el volumen i-ésimo al inicio del tratamiento.

Hipótesis realizadas:

- Para el PTV_54,12 Gy, tomamos N0 = 106 clonógenos por cada 400 cm3.
- Para el resto de PTVs, N0 se calcula considerando que si se irradian los PTVs a la dosis de precripción la PCT ha de ser la misma en todos ellos.
- El número de clonógenos es directamente proporcional al volumen tumoral.
- α = 0,3 Gy-1 en todos los PTVs.

Se obtienen los volúmenes de las regiones de dosis constante, a partir del histograma DVH diferencial:

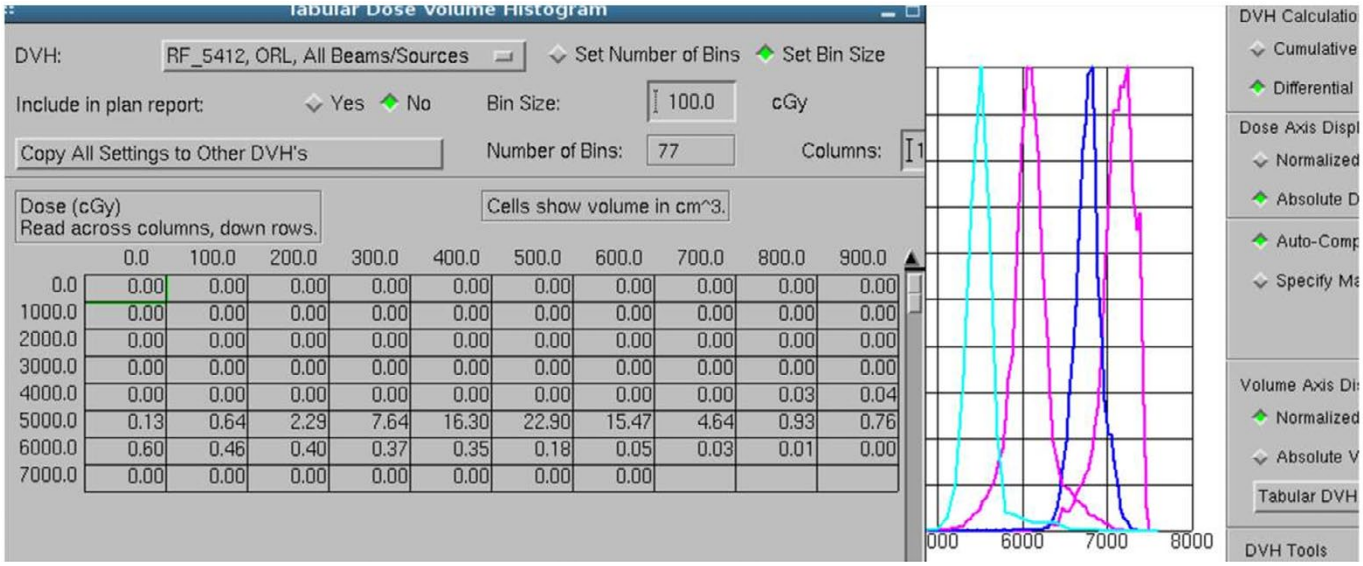


Figura1. Histograma DVH diferencial, junto volumen ejemplo tabulado.

Para los cálculos, en caso de intersección de 2 ó más PTVs, siempre nos quedamos con el PTV de mayor dosis.

RESULTADOS

En la siguiente tabla, tabla 1, para cada uno de los pacientes se representan los valores de la PCT obtenidos, tanto globales como de cada uno de los PTVs. Asimismo, hemos representado los volúmenes de cada PTV.

RESULTADOS	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Paciente 5	Paciente 6	Promedio	Desvest
$PCT_{PTV_69,96}$	0,997	0,957	0,912	0,93	0,815	0,994	**0,934**	**0,06**
$Vol_{PTV_69,96}(cm3)$	14,3	135,1	359,6	212,6	467,6	29,6	203,1	165,8
PCT_{PTV_66}	0,907	0,976	0,957	0,951	0,99	0,991	**0,962**	**0,03**
$Vol_{PTV_66}(cm3)$	128,7	74,5	167,2	124,7	41,5	29,6	94,4	49,7
$PCT_{PTV_59,4}$	0,962	0,99	0,964	0,934	0,934	0,970	**0,959**	**0,02**
$Vol_{PTV_59,4}(cm3)$	181,9	55,9	188,8	282,4	180,5	143,1	172,1	67,0
$PCT_{PTV_54,12}$	0,978	0,982	0,97	0,975	0,991	0,986	**0,980**	**0,01**
$Vol_{PTV_54,12}(cm3)$	103,8	49,4	149,6	115	106,1	74,2	99,7	31,5
PCT	0,85	0,908	0,816	0,806	0,747	0,943	**0,845**	**0,07**
$Vol_{PTV_total}(cm3)$	430,7	320,5	873,5	700,3	799,2	303,5	571,3	228,9

TABLA 1

DISCUSIÓN

Para cada uno de los pacientes ORL con prescripción, a 69,96 Gy, 66 Gy, 59,4 Gy, y 54,12 Gy, se obtiene un valor arbitrario de la PCT. Sin embargo, estos valores se consiguen siguiendo las mismas hipótesis, un mismo método de cálculo y un mismo valor para α y N0. Por tanto, este valor promedio de 0,845 para la PCT, sí tiene valor comparativo. Así cualquier paciente ORL, cuya dosimetría cumpla los criterios del ICRU 50, pero que siguiendo el método indicado se obtenga una PCT menor de 0,78 requiere una revisión, pues es probable que haya zonas del PTV muy infradosificadas.

CONCLUSIÓN

Se define un método, que para nuevos pacientes ORL permite identificar zonas infradosificadas a partir de la estimación de la PCT, que de otro modo podrían pasar desapercibidas. Esto contribuye a una mayor calidad en las dosimetrías.

MÉTODO NOVEDOSO PARA OPTIMIZAR EL DLG EN EL SOFTWARE MOBIUS3D PARA LAS TÉCNICAS IMRT, VMAT Y OART

Martínez Albaladejo, M. (1); Corbalán Mirete, A. (1); Ortega González, A. (1); Suárez Arteaga, J. (1); Puchades Puchades, V. (1); Ramos Amores, D. (1); García Sánchez, A. J. (2); Serna Berná, A. (1)

(1) Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena; (2) Universidad Politécnica de Cartagena, Departamento de Tecnologías de la Información y las Comunicaciones

INTRODUCCIÓN

En nuestro programa de control de calidad de los planes de tratamiento radioterápicos empleamos el software Mobius3D para el cálculo de dosis independiente, siendo el único sistema QA apto para radioterapia adaptativa *online* (oART). Este software solo dispone de un parámetro que puede ser ajustado por el usuario (DLG, *Dosimetric Leaf Gap*), cuyo significado físico difiere del de Eclipse TPS.

Este estudio tiene como objetivo presentar un método novedoso para optimizar el parámetro DLG en Mobius3D, aplicable tanto para técnicas IMRT/VMAT en el acelerador Varian TrueBeam HD-MLC, como para oART en Varian Ethos.

MATERIALES Y MÉTODOS

El DLG se optimizó empleando dos métodos: 1-midiendo dosis puntuales (DD) con cámara Semiflex3D en el maniquí de verificación Mobius3D, siguiendo las recomendaciones Varian (Mobius3D vs mediciones); 2-a través de un método novedoso comparativo de distribuciones de dosis con tasas de paso de gamma 3D-3%/3mm (Mobius3D vs. cálculos del TPS Eclipse- AcurosXB-v16 o Ethos-Treatment-Management-v2.0) para Ethos (6FFF) y TrueBeam (6X y 6FFF). Las métricas en ambos métodos se determinaron variando el valor del DLG en torno al valor por defecto de 0.

RESULTADOS

Para 206 planes, los resultados de Ethos (VMAT e IMRT) utilizando DLG=0 demostraron una buena concordancia siguiendo ambos métodos (Figura 1):1-en dosis puntuales en PTV (DD con mediana: -0.1%); 2-en los porcentajes de paso gamma (mediana: 99.5%). Se observaron resultados similares para los planes VMAT en TrueBeam.

Sin embargo, para planes TrueBeam IMRT, usando DLG=0, Mobius3D reveló una tasa de paso gamma sistemáticamente más baja de lo esperado (83.1%, n=21).

Para el método 1, la regresión lineal arrojó un DLG óptimo de (1.48 ± 0.05) mm, mientras que en el método 2 la regresión polinómica mostró un valor de (1.25 ± 0.40) mm (Figura 2).

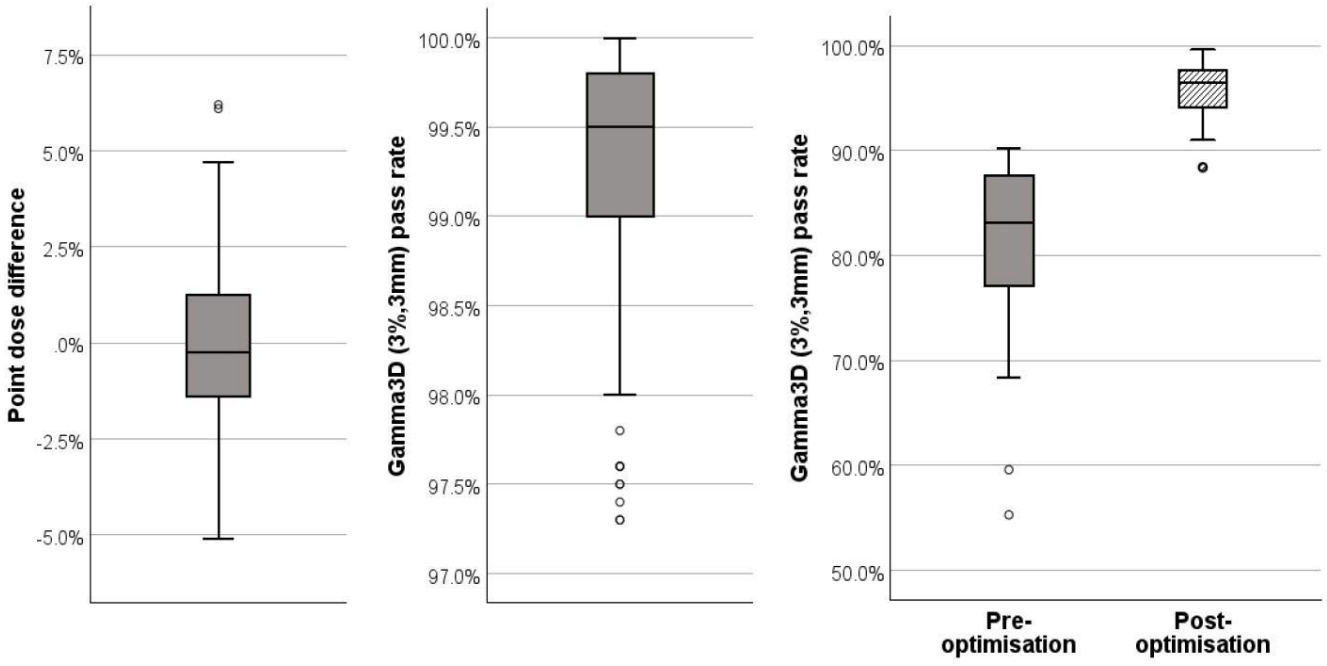


Figura 1: DD (izquierda) y %-paso gamma (centro) arrojadas por Mobius3D en planes Ethos. A la derecha, %-paso gamma pre y post-optimización para planes TrueBeam IMRT. Las cajas representan (Q3-Q1), y las líneas centrales, las medianas. Las colas indican los rangos, con *outliers* (=cuartil±1.5x[Q3-Q1]) simbolizados como círculos.

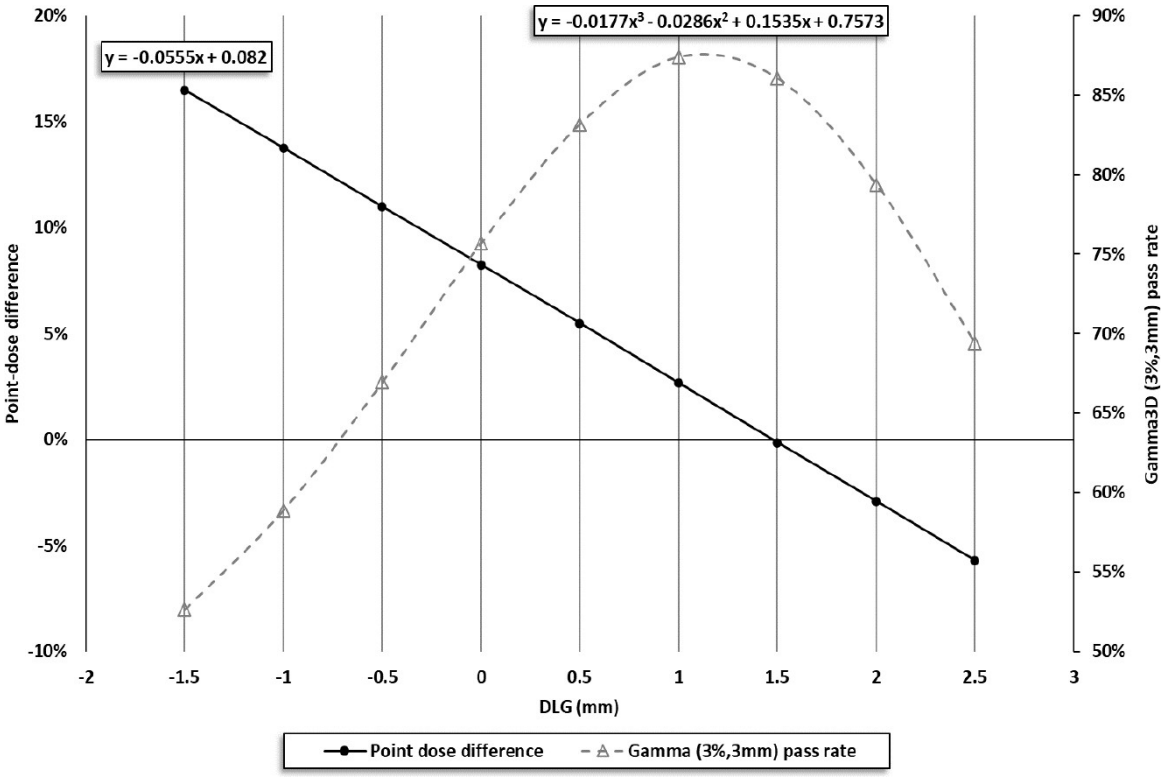


FIGURA 2. Resultados obtenidos durante el proceso de optimización de los planes de tratamiento TrueBeam IMRT, que muestran tanto el primer método (regresión lineal) como el segundo (polinómico).

DISCUSIÓN

El valor final DLG fue el promedio de ambos métodos: 1.4mm para TrueBeam IMRT, y 0mm tanto para VMAT TrueBeam como para Ethos.

De este modo, se produjo una mejora significativa de las tasas de paso gamma en el QA (de 83.1% a 96.5%, n=28, p<0.001) para planes TrueBeam IMRT.

CONCLUSIONES

El nuevo método propuesto para optimizar el parámetro DLG en Mobius3D ha sido particularmente relevante para planes TrueBeam HD-MLC IMRT. Los planes de Ethos (IMRT&VMAT&oART) y TrueBeam HD-MLC VMAT mostraron resultados bastante satisfactorios usando los valores por defecto sin corrección adicional.

Este estudio concluye que Mobius3D es una herramienta adecuada y rigurosa para verificar independientemente los cálculos dosimétricos del planificador, siempre que se lleven a cabo los procesos exhaustivos de verificación y optimización correspondientes.

INFLUENCIA DE DIFERENTES MANIQUÍES EN LAS CURVAS DE CALIBRACIÓN DE DENSIDAD EN TC

Martínez Albaladejo, M. (1); Suárez Arteaga, J. (1); Corbalán Mirete, A. (1); Ortega González, A. (1); Ramos Amores, D. (1); Puchades Puchades, V. (1); García Sánchez, A. J. (2); Serna Berná, A. (1)

(1) Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena; (2) Universidad Politécnica de Cartagena, Departamento Tecnologías de la Información y las Comunicaciones

INTRODUCCIÓN

Si bien el kilovoltaje pico (kV_p) es reconocido como el parámetro de adquisición que más impacta en las curvas de calibración de tomografía computarizada (TC) para el cálculo de dosis en radioterapia con fotones, la influencia del maniquí empleado permanece escasamente explorada.

Este trabajo tiene como objetivo evaluar cómo diferentes maniquíes y las variaciones en el kV_p de simulación afectan las

curvas de calibración TC, es decir, las relaciones entre las HU (unidades Hounsfield) y la densidad electrónica relativa al agua (RED), y entre las HU y la densidad másica, bajo un mismo protocolo TC.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para evaluar el efecto asociado a la variación del kV_p, se analizaron las relaciones de HU con RED y con la densidad másica en imágenes tomográficas de los maniquíes CIRS-062 (con insertos biológicos equivalentes: aire, pulmón en inspiración y expiración, grasa, mama-50% tejido glandular/ 50% adiposo-agua líquida, músculo, hígado y huesos trabecular y denso) y CatPhan-504 (con aire, teflón, delrin, acrílico, poliestireno, LDPE y PMP).

Ambos maniquíes se escanearon en el simulador Siemens Somatom GoSim a distintos kVp (80, 100, 120 y 140), fijando otros parámetros que pudieran afectar (FOV, mAs, espesor de corte o kernel).

Para determinar el HU de cada inserto se efectuaron y promediaron tres mediciones del HU medio en un ROI de 10mm² de la misma serie de imágenes.

RESULTADOS

Las relaciones HU-RED y HU-densidad másica para los maniquíes y kV_p estudiados se representan en la Figura 1.

El impacto que tiene las variaciones en el kV_p sobre las HU en los distintos insertos y maniquíes se muestra en la Figura 2. Esta dependencia es en general constante, siendo más acusada a densidades electrónicas/másicas elevadas para las que se incluye su ajuste polinómico (R^2>0.998).

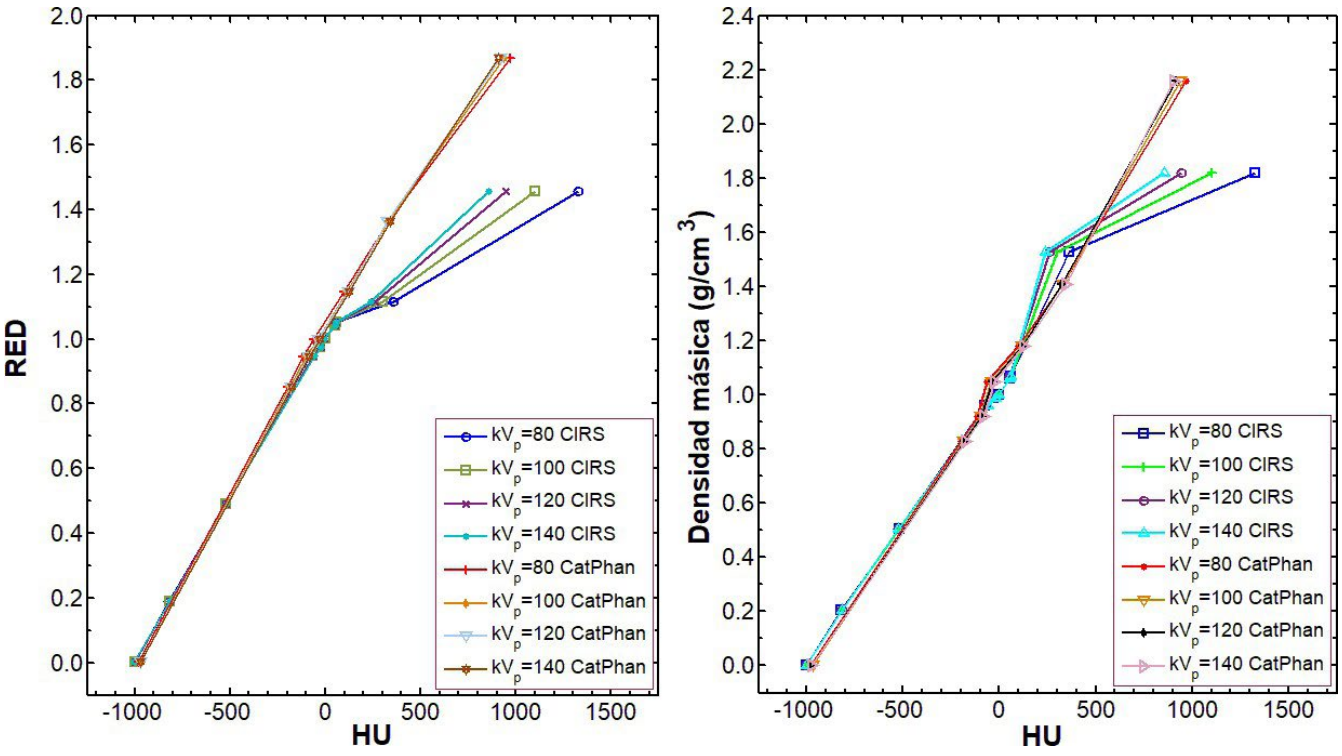


Figura 1. Relaciones HU-RED (izquierda) y HU-densidad másica (derecha) obtenidas por maniquí, variando exclusivamente el kVp.

DISCUSIÓN

Las discrepancias en las HU medidas se hacen evidentes únicamente en tejidos de alta densidad (HU>500), como los huesos trabecular y denso, donde los valores HU disminuyen siguiendo una relación polinómica de segundo grado conforme incrementa el kilovoltaje.

Por el contrario, las variaciones de las HU en el intervalo kV_p analizado en el maniquí CatPhan son despreciables (ΔHU<5%). Esto podría explicarse por la menor atenuación observada, ya que el efecto fotoeléctrico predomina en materiales con un Z_{eff} mayor, como los tejidos biológicos en comparación con los materiales plásticos del CatPhan.

CONCLUSIONES

Con estos hallazgos se concluye que la elección del maniquí para la calibración TC podría influir en el cálculo dosimétrico en radioterapia, especialmente en localizaciones anatómicas de densidad alta como hueso o prótesis, aunque ambos resulten adecuados para pruebas rutinarias de calidad.

Aunque estudios paralelos sugieran que el kilovoltaje tiene una influencia dosimétrica despreciable en determinadas circunstancias, para tratamientos de alta precisión recomendamos simular a los pacientes con el mismo kV_p usado en la calibración TC.

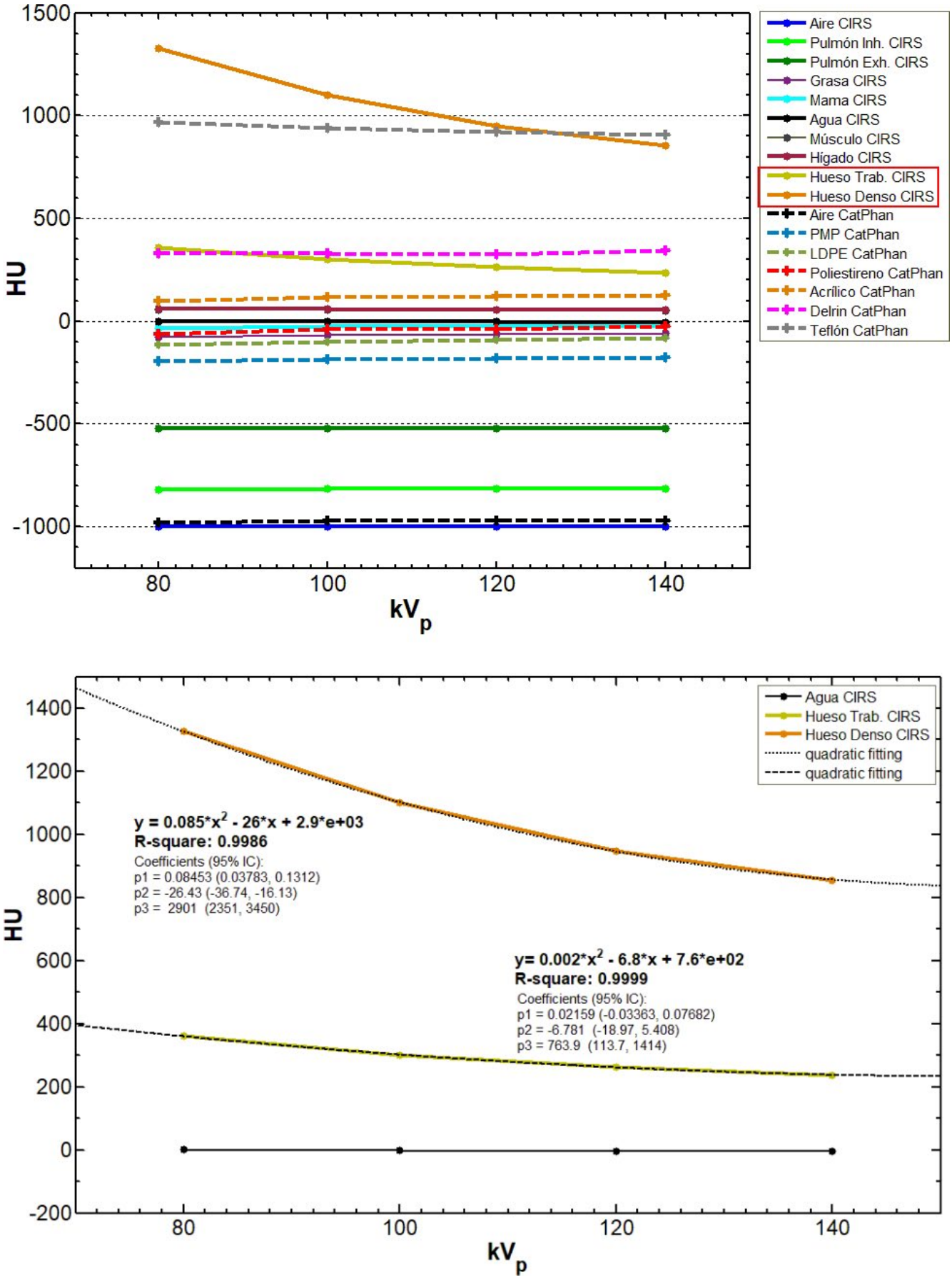


FIGURA 2. Efecto de variar el kV_p sobre HU en los tejidos estudiados (arriba), y ajustes polinómicos propuestos en los casos de densidad elevada (abajo).

IMPACTO DOSIMÉTRICO DE LA VARIACIÓN DEL KV EN TC PARA RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA

Martínez Albaladejo, M. (1); Ortega González, A. (1); Suárez Arteaga, J. (1); Corbalán Mirete, A. (1); Puchades Puchades, V. (1); Ramos Amores, D. (1); García Sánchez, A. J. (2); Serna Berná, A. (1)

(1) Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena; (2) Universidad Politécnica de Cartagena, Departamento Tecnologías de la Información y las Comunicaciones

INTRODUCCIÓN

Este estudio tiene como objetivo evaluar el impacto dosimétrico de utilizar diferentes curvas de calibración de tomografía computarizada (TC) variando el kilovoltaje pico (kV_p) del simulador, en tratamientos de intensidad modulada calculados con el algoritmo AcurosXB.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se generaron 4 curvas de calibración TC (conversiones de unidades Hounsfield-HU-a densidades másicas y electrónicas relativas-RED) en el escáner de simulación (Siemens-Somatom-GoSim), en función del kV_p (80, 100 y 140) y maniquí CIRS con insertos equivalentes biológicos. Todos ellas se compararon con la curva referencia a 120 kV_p del departamento (Ref. kVp-120).

Se recalcularon retrospectivamente 20 pacientes paliativos de diversas localizaciones anatómicas (10 IMRT-IA+10 VMAT), en Eclipse-v16.1 con algoritmo AcurosXB en modo $D_{medio,medio}$. Se realizó análisis-γ consistente en comparar tasas de paso γ-3D entre las distribuciones de dosis volumétricas calculadas con la curva de referencia y las que varían el kV_p (PR, usando criterios %2/2mm y 1%/1mm, *Threshold*=5%, en PTW-VeriSoft-v8.1), así como parámetros dosimétricos del DVH: $V_{95\%\text{-}PTV}$, $V_{105\%\text{-}PTV}$ (%) y mediana-$D_{med\text{-}PTV}$ (%D_p), dosis máxima global-$D_{max\text{-}Body}$ (%D_p), índice de conformidad RTOG-CI y razones de dosis en OAR relevantes relativas a las de referencia-DR_{OAR}. La significación estadística se realizó mediante la prueba de Wilcoxon para muestras emparejadas (α=0.05).

RESULTADOS

No se observan diferencias significativas entre técnicas IMRT-VMAT para todas las curvas de calibración.

Los resultados más notables del análisis-γ se muestran en la FIGURA 1. Las tasas de paso promediando en todos los casos fueron: $PR_{2\%/2mm}$=99.73±0.37% y $PR_{1\%/1mm}$=98.44±0.70% ($p<0.001$), tomando σ=2SD. Para las tres curvas se supera, en promedio, el 99% (2%/2mm) y el 98% (1%/1mm).

En la FIGURA 2 se representa la comparación de los parámetros DVH por curva TC, en forma de *boxplots*. No existen diferencias estadísticamente significativas en ninguna métrica-DVH ($p>0.1$).

DISCUSIÓN

Las altas tasas de paso-γ, más la ausencia de diferencias significativas ($p>0.1$ en todos los casos), revelan que la elección de la curva TC no influye sustancialmente en los parámetros dosimétricos analizados. Asimismo, las diferencias entre técnicas IMRT-VMAT no fueron significativas.

Esto es debido a que el algoritmo dosimétrico empleado (AcurosXB) se basa en la relación densidad másica-HU, cuya dependencia con el kilovoltaje resulta despreciable, como demostramos en otro estudio.

CONCLUSIONES

A pesar de las diferencias encontradas en las curvas de calibración en función del kV_p, su impacto en las distribuciones dosimétricas, en general, y, en las métricas-DVH, en particular, es insignificante cuando se emplea un maniquí tipo CIRS.

Por consiguiente, este enfoque resulta particularmente prometedor para tratamientos paliativos ART en una única visita, integrando imágenes de diagnóstico en un flujo adaptativo sin simulación TC, con el potencial de optimizar recursos hospitalarios y mejorar la eficiencia del proceso radioterápico.

CARACTERIZACIÓN DEL OCTAVIUS 1600-SRS

Gillard Barroso, N. (1); López Corella, A. (1); Olasolo Alonso, J. (1); Sanz Freire, C. J. (2); Vázquez Galiñanes, A. (1); Collado Chamorro, P. M. (3); Irazola Rosales, L. (1)

(1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario San Pedro; (2) Jefe de Servicio; (3) Servicio de Radioterapia y Protección Radiológica, Hospital Universitario San Pedro

INTRODUCCIÓN

El array OCTAVIUS 1600-SRS (PTW-Freiburg, Alemania) está compuesto de 1521 cámaras de ionización líquidas, cada una con un volumen activo de 2,5x2,5x0,5 mm^3 y separadas por una distancia entre centros de 2,5 mm en el área interna.

Está descrito en la literatura que el comportamiento de estas cámaras varía con el tamaño de campo, la profundidad de medida y la tasa de dosis. PTW recomienda utilizar como campo de referencia uno con un tamaño de campo similar al del plan a verificar.

Ya que no es práctico utilizar un campo de referencia diferente para cada verificación, el objetivo de este trabajo es caracterizar la respuesta del array 1600-SRS de nuestro servicio en función del tamaño de campo y la tasa de dosis, para poder realizar las verificaciones siempre con el mismo campo de referencia (5x5 cm^2 a tasa máxima).

MATERIAL Y MÉTODOS

Utilizando el acelerador Versa HD (Elekta) se han disparado sobre el array Octavius 1600-SRS con top normal una serie de campos con energías 6MV, 10MV, 6MVFFF y 10MVFFF, tamaños 2x2, 3x3, 4x4 y 5x5 cm^2 y diferentes tasas. Se ha utilizado el programa VeriSoft v.8.1.0 para realizar las medidas de los campos y para su análisis.

Se ha realizado una calibración cruzada con un campo 5x5 cm^2 a tasa máxima. El factor obtenido para cada energía se ha aplicado al resto de medidas.

En VeriSoft se han comparado los campos medidos con los exportados desde el planificador.

Para las energías con filtro no se ha analizado la influencia de las variaciones de tasa ya que en los planes de tratamiento de SRS/SBRT realizados con estas energías la tasa varía muy poco.

RESULTADOS

Tras comparar los campos medidos con los exportados desde el planificador obtenemos los siguientes factores de corrección para cada tasa y tamaño de campo.

	6MV	6FFF			
Dose rate (MU/min)					
Field size (cm x cm)	600	800	1000	1200	1500
5x5	X	-2,3	-1,7	-1,0	X
4x4	0	-2,8	-2,1	-1,4	-0,4
3x3	-0,1	-3,3	-2,5	-1,7	-0,8
2x2	-0,9	-3,8	-3,1	-2,3	-1,4

	10MV	10FFF					
DR (MU/min)							
FS (cm x cm)	600	600	1000	1300	1600	1900	2400
5x5	X	-5,8	-4,4	-3,4	-2,4	-1,6	X
4x4	-0,2	-7,0	-5,5	-4,7	-3,5	-2,6	-1,1
3x3	-0,9	-7,3	-6,0	-5,0	-3,9	-2,9	-1,7
2x2	-3,0	-9,2	-8,0	-7,0	-6,0	-5,0	-3,7

Tabla 1. Factores de corrección (%) en función de la tasa de dosis y el tamaño de campo para 6MV, 6MVFFF, 10X y 10MVFFF.

DISCUSIÓN

Este trabajo permitirá, para los tratamientos SRS/SBRT, estimar qué factor de corrección utilizar en función de la tasa media y el tamaño de campo medio de cada campo de tratamiento, mejorando así la precisión de nuestras verificaciones.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos son coherentes con los descritos en la literatura para la energía de 6FFF. En la energía de 10FFF se obtiene un comportamiento similar, aunque más pronunciado.

Para energías 6MV y 10MV con filtro, ya que se utiliza una única tasa, se obtienen variaciones relativamente pequeñas. Sin embargo, para haces sin filtro, estas variaciones son significativas, llegando a -3,8% y -9,2% para energías 6FFF y 10FFF, respectivamente.

En las próximas verificaciones se podrá comprobar si la normalización necesaria para ajustar bien los mapas de dosis medidos con los exportados del planificador en los tratamientos de SRS/SBRT son coherentes con los resultados obtenidos en este trabajo.

COMPARACIÓN DE ÍNDICES DOSIMÉTRICOS DE SBRT DE PULMÓN ENTRE LOS PROTOCOLOS RTOG 0813 Y UK SABR CONSORTIUM

Perez Gomez, N. (1); Giner Sala, M. (1); Dorado Rogriguez, M. Del P. (1); Esposito, R. D. (1); Pérez Macho, M. M. (1); Gonzalez Vicente, A. (1); Herranz Gonzalez, M. (1)
(1) Hospital General Universitario de Elche

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo consiste en evaluar de forma retrospectiva los indicadores dosimétricos en 68 pacientes con cáncer de pulmón tratados con SBRT, comparando las recomendaciones de los protocolos RTOG 0813 y UK SABR Consortium.

MATERIAL Y MÉTODO

Para el contorneo de los volúmenes a tratar se utilizó un TC 4D, obteniéndose el PTV a partir del ITV de todas las fases. El TC de planificación se realizó con una distancia entre cortes de 1 mm. La planificación se llevó a cabo utilizando Eclipse v.17 (Varian Medical System), con el algoritmo AcurosXB y un tamaño de rejilla de 1 mm.

El estudio abarca diferentes fraccionamientos: 3 fracciones de 20 Gy, 4 de 12 Gy, 5 de 10 Gy, 5 de 12 Gy y 8 de 7.5 Gy. En todos los casos el 100% de la dosis cubre al menos el 95% del volumen.

La comparación se realizó mediante los índices R100%, R50%, Dmax a 2 cm y V20Gy pulmones-GTV de pulmón. Cabe destacar que, para los índices R100%, R50% la RTOG y el UK SABR Consortium emplean definiciones y valores objetivos distintos: la RTOG define estos índices como la relación entre el volumen de la isodosis de prescripción y el volumen del PTV, mientras que el UK SABR Consortium lo hace considerando únicamente el volumen del PTV que recibe el 100% de la dosis prescrita. Asimismo, los valores objetivos para el Dmax a 2 cm y el V20Gy pulmones-GTV difieren entre ambos protocolos.

RESULTADOS

En la tabla se muestra el porcentaje de tratamientos que alcanzan los valores objetivos, aquellos con desviaciones aceptables y los que no alcanzan dichos valores.

Indicadores dosimétricos						
	$R_{100\%}$			$R_{50\%}$		
	Objetivo	Desviación	No alcanzado	Objetivo	Desviación	No alcanzado
RTOG	88%	9%	3%	29%	44%	26%
SABR	57%	12%	31%	76%	18%	6%

Extensión bajas dosis						
	D_{max}			$V20Gy_{pulmones-GTV}$		
	Objetivo	Desviación	No alcanzado	Objetivo	Desviación	No alcanzado
RTOG	44%	50%	6%	100%	0%	0%
SABR	99%	-	1%	100%	0%	0%

DISCUSIÓN

El indicador R100%, se cumple en mayor medida siguiendo las definiciones y valores de la RTOG; en cambio, con las recomendaciones del UK SABR Consortium un 33% de los casos no alcanza los valores esperados. Esta diferencia se debe a que este protocolo es más restrictivo para volúmenes mayores a 20 cc.

Por otro lado, los demás parámetros se ajustan a las recomendaciones de forma más consistente utilizando la guía del UK SABR Consortium. En particular, para el R50% tanto los valores objetivo como las desviaciones son más permisivos en dicha guía. En el caso del Dmax a 2 cm, los valores absolutos recomendados superan los porcentajes de dosis establecidos por la RTOG, por lo que el porcentaje de valores objetivos alcanzados es mayor. Finalmente, el V20Gy pulmones-GTV, aunque es más restrictivo en el caso del UK SABR Consortium, se cumple en todos los casos analizados.

CONCLUSIÓN

En el análisis de 68 pacientes tratados con SBRT se observan diferencias dosimétricas: el índice R100% se cumple mejor con la definición de la RTOG 0813, mientras que los parámetros R50% y Dmax a 2 cm se ajustan en mayor medida a los objetivos del UK SABR Consortium. Esto indica que la elección del protocolo debe adaptarse a las características del paciente y del tumor para optimizar la eficacia del tratamiento y minimizar la toxicidad.

PRUEBAS DE COMISIONADO Y FLUJO DE TRATAMIENTO DE UN SISTEMA DE GATING POR FLUOROSCOPIA EN PROTONTERAPIA PBS

Cabello Garcia, P. (1); Pedrero De Aristizábal, D. (2); Viñals Muñoz, A. (2); Aguilar Redondo, P. B. (2); Fayos-Solá Capilla, R. (2); Antolín San Martín, E. (2); Ramón García, C. (2); García Sanz, A. (2); García Ovejero, J. (2); Azcona Armendáriz, J. D. (2)
(1) Clínica Universidad de Navarra, sede Madrid; (2) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

En nuestra instalación contamos con un equipo de protonterapia de Hitachi basado en sincrotrón con pencil beam scanning (PBS). Este equipo tiene la capacidad de realizar tratamientos con gating a partir de fluoroscopia (RGPT), utilizando dos conjuntos de tubo de rayos X y panel detector, ortogonales entre sí. El propósito de este estudio es describir el conjunto de pruebas de control de calidad realizadas durante el comisionado del sistema RGPT, así como el flujo de tratamiento establecido en base a estas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para las pruebas se han utilizado dos maniquís de movimiento respiratorio, el maniquí QUASAR de IBA y el CIRS Dynamic Thorax Phantom. Se han realizado cinco pruebas:

- *Evaluación de la visibilidad de marcadores:* Se han realizado pruebas para cuantificar el matching score (concordancia de imágenes en el software) con múltiples técnicas, diversas profundidades y dos tipos de marcadores (oro y carbono).
- *Evaluación del tiempo de tratamiento:* Se ha realizado una prueba comparando el tiempo total de tratamiento con el mismo campo irradiado sin gating y con diferentes márgenes de gating (2 mm, 3 mm y 5 mm).
- *Evaluación dosimétrica*: Se ha irradiado un campo homogéneo con y sin gating, comparando la lectura recolectada en una cámara Farmer.
- *Evaluación de penumbra*: Se han irradiado dos campos diferentes, uno homogéneo y otro con un patrón de líneas paralelas, con y sin gating, sobre películas radiocrómicas. Se han comparado las penumbras, así como la relación pico-valle del patrón de líneas.
- *Evaluación de precisión del haz*: Se ha irradiado un único spot sobre un marcador con y sin gating. Las irradiaciones se han realizado a 12 respiraciones por minuto, para simular una respiración típica.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Basándonos en las pruebas, se decidió utilizar marcadores de oro debido a su mejor desempeño. El margen de gating se estableció en 2mm, ya que no se observaron diferencias significativas en el tiempo de irradiación respecto a 3 y 5mm. A pesar de esto, el uso de gating duplica el tiempo de irradiación. Las diferencias en la distribución de dosis y la dosis absoluta derivadas del uso del gating (1mm y 2% respectivamente) están dentro de tolerancias clínicas aceptables.

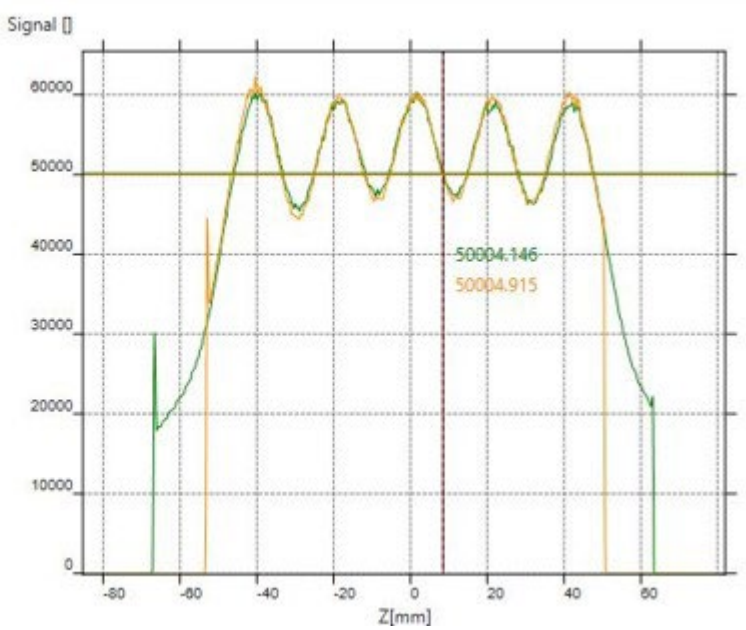
CONCLUSIONES

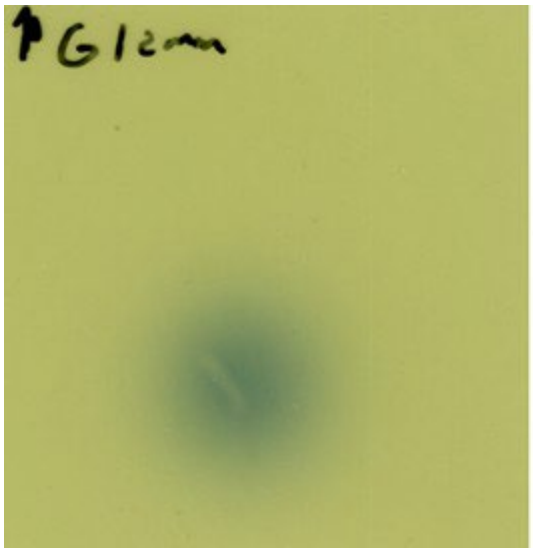
Se ha establecido un flujo clínico basado en el conocimiento de la herramienta. Se ha decidido usar marcadores de oro para una mejor visibilidad y un grosor de CT de 1 mm para su correcta localización. Se realiza un 4DCT a todos los pacientes y usamos la fase de exhalación para la planificación, debido a su mayor reproducibilidad y menor tiempo de tratamiento. La planificación debe evitar posiciones de gantry en las que uno de los tubos de rayos X esté en posición lateral. El posicionamiento se realiza

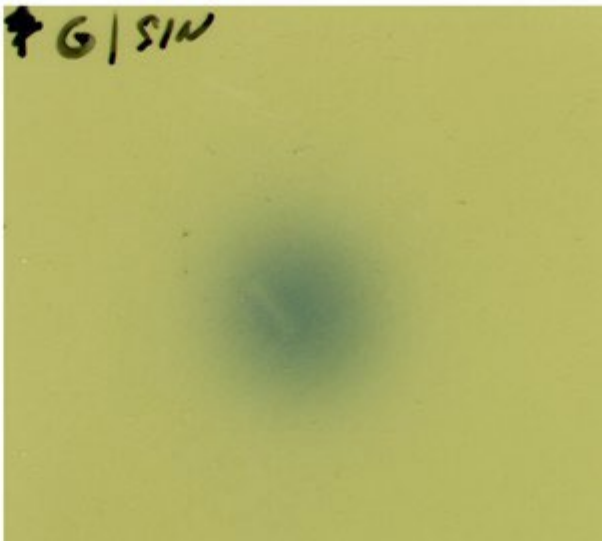
con CBCT a marco óseo y un posterior ajuste con fluoroscopia a los marcadores fiduciales. Este segundo ajuste debe ser siempre inferior a los márgenes de evaluación robusta del plan.











TBI-TOMOTERAPIA: ÚLTIMOS RESULTADOS HULP

Galiano Fernández, P. (1); Huertas Martínez, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); García Riñón, D. (1); Sánchez López, R. (1); De La Monja Rey, P. (1); Pérez Marcos, P. (1); Barroso Miranda, M. (1); Yang, G. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

desde que en 2017 se realizase la primera irradiación corporal total (TBI) mediante tomoterapia (HT) en España, como parte del acondicionamiento previo al trasplante de medula ósea, se ha ido acumulando experiencia clínica en este tipo de tratamiento complejo. En este sentido, creemos que es interesante para nuestra comunidad compartir los resultados que nosotros hemos obtenido en 2024, ya que es un tratamiento poco frecuente en casos/año, pero con importantes implicaciones para los pacientes que lo reciben.

MATERIAL Y MÉTODOS

se han analizado 4 tratamientos de TBI con un equipo de tomoterapia TomoHD. El sistema de inmovilización incluye una máscara para todos los pacientes y un colchón Bodyfix (adultos) o varios colchones moldcare indexados (niños). Dado que no es posible

realizar un único CT por las limitaciones en el movimiento de la mesa, se adquieren dos series (cabeza gantry y pies gantry). Cada serie estará asociada a un plan de tratamiento. Además, se realiza CT 4D para contornear los pulmones. El espesor de corte suele ser 3 ó 5mm.

El target se extiende hasta el contorno externo del paciente, aunque el volumen de optimización se expande 5mm hacia aire para garantizar un cubrimiento adecuado en todas las situaciones. En ambos CTs de planificación se crea una zona de solape de ambos planes mediante 6 volúmenes de 3 cortes cada uno separados por un corte entre sí, de tal forma que se crea una escalera de dosis (90%, 80%, 60%, 40%, 20% y 10%).

Los planes se verifican con Arccheck (gamma 3%,2mm).

Los criterios de cubrimiento que aplicamos son: D98%>85%, V95%>90-93%, V110%<3-5%, V120%<1%.

Aunque no existen todavía restricciones claras para dosis de OARs, la tendencia es a prestar especial atención a la dosis recibida en pulmones, riñones y cristalinos.

RESULTADOS

Se ha empleado el tamaño de campo de 5cm y pitch 0,43 para todos los pacientes por ser el de mayor conveniencia. En la tabla 1 se resumen los resultados dosimétricos recabados.

	PTV	PTV	PTV	Pulmón Izq	Pulmón Der	Riñón Izq	Riñón Der	Cristalino Izq	Cristalino Der
	D98% (Gy)	V95% (%)	Dmedia (Gy)	Dmedia (Gy)	Dmedia (Gy)	Dmedia (Gy)	Dmedia (Gy)	Dmax(Gy)	Dmax(Gy)
Paciente 1 (4x300)	11,45	98,65	12,195	8,71	8,56	9,33	9,27	12,31	12,19
Paciente 2 (1x300)	2,94	99,65	3,04	3,04	3,04	3,03	3,03	2,99	3,03
Paciente 3 (1x200)	1,945	99,65	2,005	2,01	2,03	2,00	2,00	2,03	2,03
Paciente 4 (8x150)	10,715	95,85	11,94	9,83	9,76	11,41	11,42	12,25	12,31

Tabla 1. Resumen de los resultados soimétricos obtenidos. Junto a cada paciente aparece su fraccionamiento (sesiones x dosis cGy).

DISCUSIÓN

en pacientes pediátricos la HT consigue cubrir con una dosis muy homogénea la región a tratar. No obstante, en adultos o personas de gran volumen corporal, resulta un poco más complejo evitar zonas de infra y sobredosificación. Es común que, en pacientes de gran volumen corporal, para cubrir bien la zona central, se generen zonas de sobredosificación cerca de la piel del paciente.

CONCLUSIONES

la HT se ha establecido como un método efectivo para tratar la TBI, ya que combina una distribución de dosis más uniforme, permite un mayor confort al paciente al estar tumbado y ofrece una mayor seguridad en la dosis impartida.

IRRADIACIÓN DE MAMA VMAT. INCERTIDUMBRE EN DOSIMETRÍA MONTECARLO

Jiménez Rubio, P. (1); Mata Colodro, F. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Luján Exposito, Á. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se evalúa la robustez de varios parámetros dosimétricos en arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) de mama frente a la incertidumbre estadística Montecarlo.

MATERIAL Y MÉTODOS

El planificador usado es Monaco (Elekta), con algoritmo XVMC. La rejilla de cálculo es 0,2cm y un 1% de incertidumbre estadística.

Se realiza una planificación de mama con boost integrado, prescribiéndose 40.05Gy al volumen mamario y 48Gy al boost, en 15 sesiones. El tratamiento consta de un arco de 220° ida y vuelta, administrándose 928,37 unidades de monitor para dar 3,2Gy (boost) por fracción. Se ha elegido esta planificación por su complejidad; incluyendo volúmenes de tratamiento (PTV) a diferente prescripción y altos gradientes de dosis. Este plan se recalcula a otras incertidumbres, desde 0,5% hasta 5%, para evaluar distintos parámetros dosimétricos.

En los PTVs evaluaremos dosis media (Dmean), dosis mínima en mama al 98% del volumen (D98%) y dosis máxima en boost al 2% del volumen (D2%) [1]. En mama contralateral evaluaremos dosis máxima (Dmax), dosis en 2% del volumen (D2%) y dosis en 2cc (D2cc).

Por otro lado, se realiza una verificación pretratamiento (QA) en un acelerador VERSA HD (Elekta) con OCTAVIOUS 4D (PTW- Freiburg, Germany) y se compara con los cálculos sobre el maniquí, haciendo el mismo barrido de incertidumbres. Se usan los criterios gamma 3%/2mm y 3%/3mm

RESULTADOS

En la figura 1 se muestran dos cortes axiales correspondientes a incertidumbres de 0.5% y 5%, apreciándose como las isodosis presentan un perfil ruidoso.

En la figura 2 a) se puede ver como el indicador dosimétrico con más variación en el PTV es D(2%), con variaciones de hasta el 1%. Respecto a la mama contralateral, figura 2 b), el indicador con variación es Dmax, con errores de hasta el 50%.

Por último, en la figura 2 c), se tienen los índices gamma para las verificaciones pretratameinto. Teniendo en cuenta que el criterio de actuación es que el índice gamma 3% 3 mm baje de 95 [2], no se aprecian diferencias significativas.

FIGURA 1: Dosimetría de tratamiento VMAT de mama. a) Incertidumbre 0,5% y b) incertidumbre 5%.

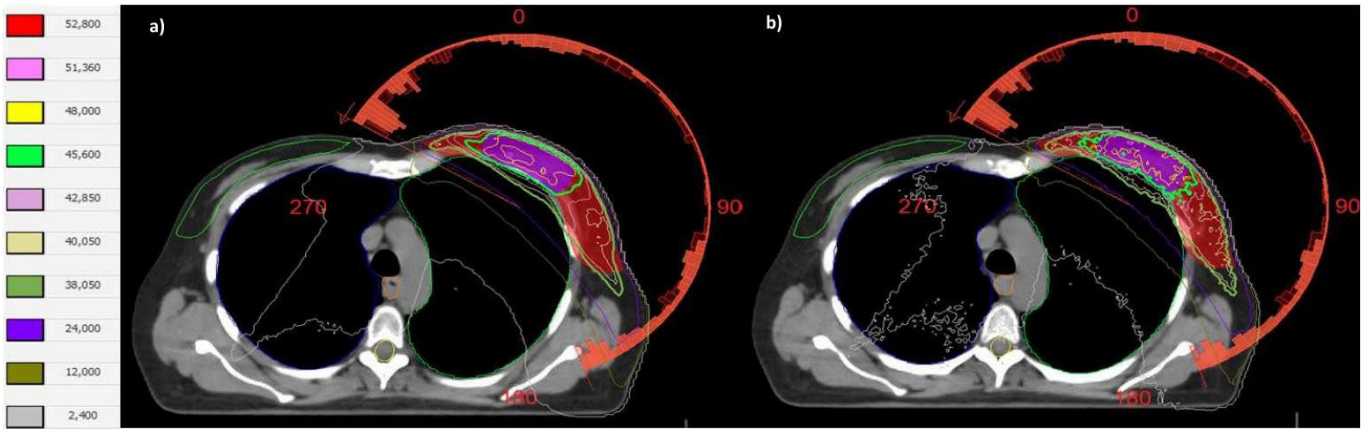
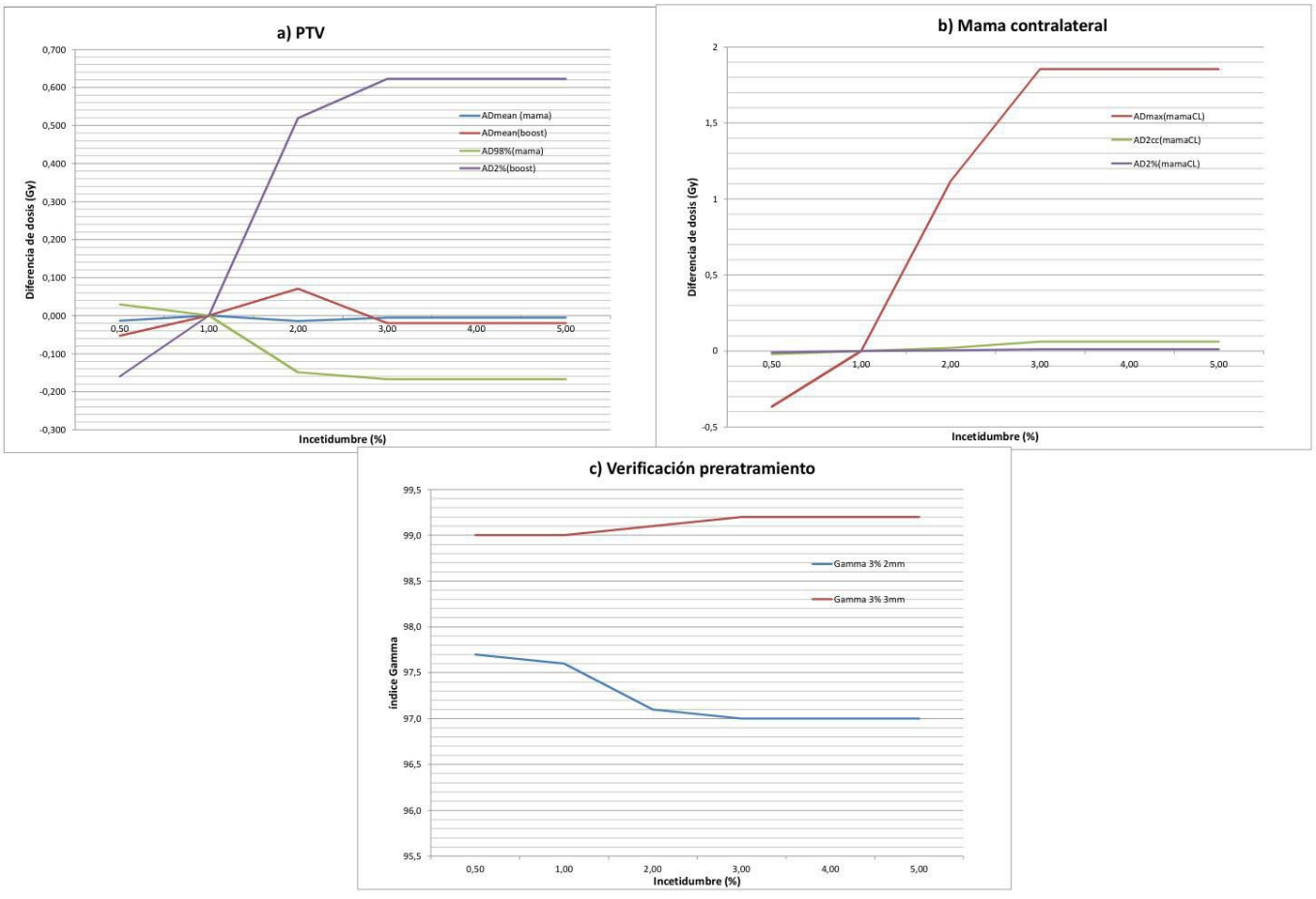


FIGURA 2: a) y b) diferencia de indicadores dosimétricos relativas a incertidumbre 1% (PTV y mama contralateral respectivamente). c) Índice gamma de verificación pretratamiento frente a incertidumbre.



CONCLUSIONES

Se pone de manifiesto que la incertidumbre dosimétrica afecta a parámetros usados para la evaluación del tratamiento. Para concluir recomendaciones generales sería necesario un estudio más amplio.

BIBLIOGRAFIA

Menzel, H.. (2010). The International Commission on Radiation Units and Measurements. Journal of the ICRU. 10. 1-106.10.1093/jicru/ndq001.

Miften, M., Olch, A., Mihailidis, D., Moran, J., Pawlicki, T., Molineu, A., ... & Low, D. A. (2018). Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. Medical physics, 45(4), e53-e83.

COMPARACIÓN DE ALGORITMOS DE CÁLCULO PARA SBRT DE PULMÓN

Jiménez Rubio, P. (1); Mata Colodro, F. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Luján Exposito, Á. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se evalúan las diferencias entre dos algoritmos de cálculo de dosis para radioterapia estereotáctica (SBRT) de pulmón, realizadas con VMAT.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se comparan los algoritmos de cálculo convolution superposition, implementado en el planificador Pinnacle^3 treatment planning system (Philips Medical Systems), frente a XVMC, implementado en Monaco (Elekta).

Se comparan 5 planificaciones SBRT de pulmón realizadas en Pinnacle y exportadas y recalculadas en Monaco. Se ha utilizado tamaño de rejilla 0,2 cm, incertidumbre Montecarlo 1% por cálculo, fotones de 6 MV sin filtro y prescrito a 60 Gy en 8 sesiones. Los volúmenes de tratamiento (PTV) se encuentran en la periferia pulmonar incluyendo zonas de diferente densidad electrónica

El análisis se ha centrado en el PTV. Se compara la dosis media (Dmean), dosis mínima al 98% del volumen (D98%) y dosis máxima al 2% del volumen (D2%) [1].

RESULTADOS

En la figura 1 (a) se puede ver, para uno de los casos, el plan calculado con Monaco menos el calculado con Pinnacle. Se aprecian zonas cercanas al PTV sobre e infrasodificadas, con diferencias de hasta el 10%. En la figura 1 (b) se tiene el histograma dosis volumen (DVH), apreciándose cambios tanto en dosis media como en homogeneidad para el PTV.

En la figura 2 se tabulan los resultados del análisis de las 5 planificaciones. Apreciándose una caída del D(98%) en Monaco generalizada de un 3.3% de media. Este indicador está relacionado con la cobertura y ésta a su vez con la probabilidad de control tumoral. A su vez la dosis media es 60.7 Gy con Pinnacle y 58.4 Gy con Monaco, un 3.8 % inferior.

CONCLUSIONES

No se observan resultados idénticos entre planificadores, hay algunas diferencias en los indicadores analizados. Para un posterior estudio más profundo, seria conveniente realizar un estudio con maniquí de heterogeneidades y así verificar que Monaco da un resultado más preciso [3].

BIBLIOGRAFIA

1 Menzel, H. (2010). The International Commission on Radiation Units and Measurements. Journal of the ICRU. 10. 1-106. 10.1093/jicru/ndq001.

2 Fotina, I., Kragl, G., Kroupa, B., Trausmuth, R., & Georg, D. (2011). Clinical comparison of dose calculation using the enhanced collapsed cone algorithm vs. a new Monte Carlo algorithm. Strahlentherapie und Onkologie, 187(7), 433.

3 Tuğrul, T. (2021). The effect of algorithms on dose distribution in inhomogeneous phantom: Monaco treatment planning system versus Monte Carlo simulation. Journal of Medical Physics, 46(2), 111-115.

Figura 1: a) Dosis calculada con algoritmo XVMC menos Dosis calculada con convolution superposition en Gy. b) Histograma dosis volumen calculado con XVMC y convolution superposition (línea sólida y discontinua respectivamente).

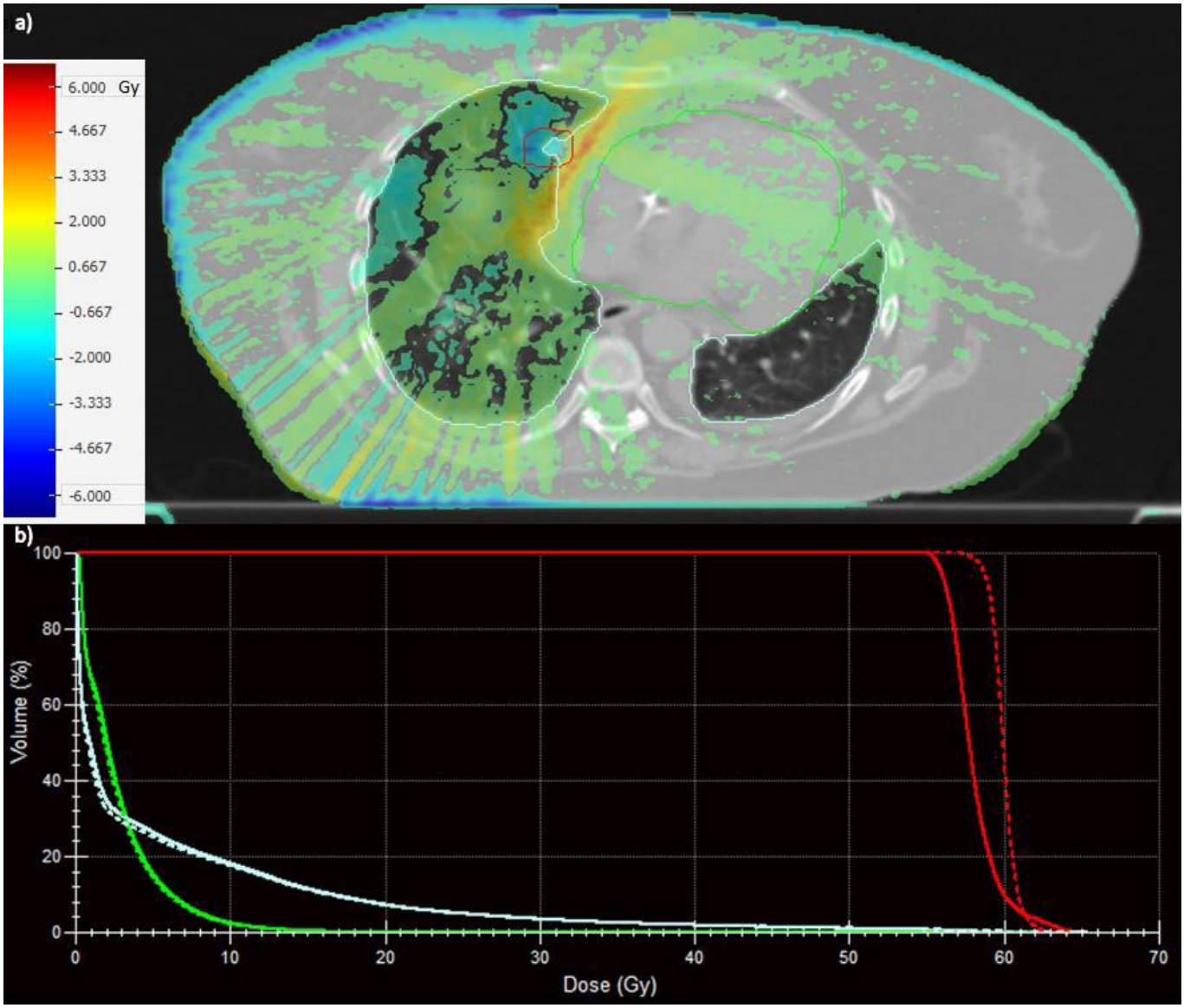


Figura 2: Tabla de Indicadores dosimétricos del PTV para los 5 planes.

V_PTV /cc	Dmean/Gy			D(98%)/Gy			D(2%)/Gy		
	Pinacle	Mónaco	AD	Pinacle	Mónaco	AD	Pinacle	Mónaco	AD
7,49	59,97	58,03	-1,95	58,20	55,57	-2,63	62,00	62,95	0,95
40,25	60,06	59,43	-0,63	56,12	54,41	-1,71	61,95	62,57	0,62
32,72	60,64	58,03	-2,61	59,51	54,74	-4,77	61,80	61,27	-0,52
8,05	62,61	56,69	-5,92	59,42	59,66	0,24	65,34	59,66	-5,68
27,60	60,03	59,65	-0,38	58,67	57,59	-1,08	61,27	61,85	0,58

VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS HÍBRIDOS DE MAMA: ¿MATRIZ DE DIODOS O CÁLCULO REDUNDANTE?

Liñán Rodriguez, P. M. (1); Alejo Luque, L. (2); Perales Molina, A. (1); Guiberalde, E. (3); Martinez Ortega, J. (1)
(1) H. Universitario Puerta de Hierro; (2) H. Gregorio Marañón; (3) Universidad Complutense de Madrid.

INTRODUCCIÓN

En tratamientos complejos de mama (nódulos axilares y mamaria interna) la técnica 3D-CRT presenta limitaciones en el cubrimiento tumoral y en la conformación de las dosis de prescripción. Por ello, la técnica híbrida 3D+VMAT (H-VMAT) surge como alternativa viable para mejorar los resultados en dichos tratamientos [1].

La verificación de la técnica híbrida engloba la parte del tratamiento 3D-CRT, que suele comprobarse mediante cálculo redundante, y la parte VMAT, que es habitual verificar mediante una matriz de diodos.

El objetivo de este estudio es analizar y comparar el índice gamma obtenido en dos sistemas independientes, ArcCheck (matriz de diodos) y DoseCheck (cálculo redundante), para la verificación dosimétrica de pacientes tratados con H-VMAT [2].

MATERIALES Y MÉTODOS

Se seleccionaron un total de 10 pacientes con cáncer de mama que presentan afectación supraaxilar, mamaria interna o ambas. La planificación se realizó en Raystation versión 12A SP1 y los tratamientos se administraron en un acelerador Truebeam MLC120. La proporción dosimétrica utilizada es 80% 3D-CRT y 20 % VMAT.

El criterio establecido en el centro para VMAT es evaluar la gamma 3% 2mm y 2% 2mm en el maniquí Arccheck modelo 1220. Por otro, para cálculo redundante se utiliza gamma 3% 2mm mediante el software Dosecheck Versión 1.7.1 (SunCheck versión 4.3.1). En este estudio comparamos ambas métricas entre sí.

El umbral mínimo para considerar gamma < 1 se fijó para resultados superiores al 95% en índice 3%-2mm y superior al 90% 2%-2mm.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Tabla 1 se encuentran los índices gamma obtenido para cada paciente, así como las diferencias relativas.

		Medidas			Diferencias	
Pacientes	Técnica	Dosecheck (%) 3%-2mm	Arccheck (%) 3%-2mm	Arccheck (%) 2%-2mm	Δγ 3% 2mm	Δγ 3% 2mm vs 2% 2mm
1	3D	96,54	96,4	90,6	0,15%	6,15%
	VMAT	96	99,7	98,7	-3,85%	-2,81%
	3D+VMAT	-	98,9	92,8	-	-
2	3D	99,66	92,2	91	7,49%	8,69%
	VMAT	99,52	99,7	98,7	-0,18%	0,82%
	3D+VMAT	-	94,7	92,8	-	-
3	3D	98,75	99,3	97,6	-0,56%	1,16%
	VMAT	85,32	99,8	98,3	-16,97%	-15,21%
	3D+VMAT	-	98,2	97,6	-	-
4	3D	98,5	94,7	90,4	3,86%	8,22%
	VMAT	99,56	99,1	97,5	0,46%	2,07%
	3D+VMAT	-	96,9	94,9	-	-
5	3D	99,88	98,7	97,2	1,18%	2,68%
	VMAT	99,67	99,7	99,2	-0,03%	0,47%
	3D+VMAT	-	98,4	96,9	-	-
6	3D	98,42	99,5	96,5	-1,10%	1,95%
	VMAT	100	99,5	96,7	0,50%	3,30%
	3D+VMAT	-	100	97,6	-	-
7	3D	100	93	84,5	7,00%	15,50%
	VMAT	100	98,3	95,4	1,70%	4,60%
	3D+VMAT	-	95,4	90,4	-	-
8	3D	98,12	98,4	94,1	-0,29%	4,10%
	VMAT	99,61	99	94,7	0,61%	4,93%
	3D+VMAT	-	97,5	94,4	-	-
9	3D	98,12	95,4	90,6	2,77%	7,66%
	VMAT	99,61	99,6	98,2	0,01%	1,42%
	3D+VMAT	-	97,6	96,5	-	-
10	3D	95,79	98	96	-2,31%	-0,22%
	VMAT	97,75	100	100	-2,30%	-2,30%
	3D+VMAT	-	98,8	98,5	-	-

Tabla 1: Índice Gamma del tratamiento.

Se alcanzó un índice gamma < 1 en el 95 % de los datos procesados con DoseCheck, en el 87 % con ArcCheck para el criterio 3% 2 mm y en el 97 % para el criterio gamma 2% 2 mm.

El principal inconveniente de DoseCheck es que no es capaz de generar la suma dosimétrica total del tratamiento. Sin embargo, su principal ventaja es el menor tiempo requerido para la verificación de un plan, ya que no requiere tiempo en máquina.

Por otro lado, ArcCheck permite evaluar la suma de cada contribución, lo que representa una ventaja en el análisis dosimétrico. No obstante, el tiempo de verificación aumenta considerablemente y los campos tangenciales amplios pueden quedar fuera del maniquí.

CONCLUSIÓN

Ambos sistemas proporcionan resultados similares, por lo que se podría utilizar cualquiera de ellos. La elección entre uno u otro dependerá de las necesidades específicas del servicio.

BIBLIOGRAFÍA

Voyant C, Pinpin M, Leschi D, Prapant S, Savigny F, Acquaviva MA. Hybrid VMAT3DCRT as breast cancer treatment improvement tool. Sci Rep. 2024 Jan 3;13(1):23110. doi: 10.1038/s41598-023-50538-x. PMID: 38172237; PMCID: PMC10764879.

Racka I, Majewska K, Winiecki J, Kiluk K. Hybrid planning techniques for early-stage left-sided breast cancer: dose distribution analysis and estimation of projected secondary cancer-relative risk. Acta Oncol. 2023 Aug;62(8):932-941. doi: 10.1080/0284186X.2023.2238553. Epub 2023 Jul 30. PMID: 37516978.

COMPARACIÓN DE DOSIMETRÍAS EN METÁSTASIS CEREBRALES PLANIFICADAS CON ALE Y GAMMA KNIFE

Pascual Pérez, R. (1); Sánchez Relucio, J. C. (1); Castelló Muñoz, A. (1); Baños Capilla, M. C. (2); Andrés Bautista, D. (1); Mosquera Cereijo, I. (1); Cano Cano, G. (1); Díez Domingo, S. (1)

(1) Hospital Clínic Universitari de Valencia; (2) H. Vithas Valencia Consuelo

INTRODUCCIÓN

En 2024, el Hospital Clínico Universitario de Valencia inauguró la unidad Gamma Knife Esprit (Elekta). Su alta precisión en el posicionamiento del paciente y sus 192 fuentes de Co-60 permiten tratar directamente a GTV, reduciendo la dosis en tejido sano en comparación con un ALE.

El objetivo de este trabajo es evaluar las diferencias entre planificaciones de metástasis cerebrales con Monaco para un ALE y con Gammaplan para Gamma Knife.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se compararon dosimetrías en 6 pacientes con 16 metástasis, tratados en un Versa HD y planificados en Monaco utilizando conos, con una dosis de 18 Gy al PTV (GTV + 3 mm). Las imágenes y estructuras fueron importadas a Gammaplan, donde la optimización inversa usa dos parámetros: Low Dose y Beam on Time, que priorizan la reducción de dosis en tejido sano o el tiempo de tratamiento, respectivamente. Se realizaron 3 planificaciones a 18 Gy al GTV, variando los parámetros, y una más a 21 Gy, dosis empleada en ocasiones para mejorar el control tumoral. Se evaluaron y compararon diversos parámetros dosimétricos:

Índice de conformidad: IC = V_{PI}/ V_{GTV}.

Índice Paddick: IP = (V_{GTV} ∩ V_{PI})^2/(V_{GTV}·V_{PI}).

Índice Gradiente: IG = $V_{50\%}$/V_{PI}.

V_{12Gy}: volumen cubierto por la isodosis de 12 Gy.

Donde V_{GTV} es el volumen tumoral, V_{PI} es el volumen de la isodosis de prescripción y $V_{50\%}$ es el volumen de la isodosis del 50% de la dosis de prescripción. El V_{12Gy}, parámetro asociado a la radionecrosis, se evalúa para cada paciente,

mientras que el resto de índices son propios de cada metástasis. Se empleó el test t para muestras pareadas en la comparación de los parámetros, estableciendo p = 0.05 como el umbral de significancia estadística.

RESULTADOS

A continuación se muestran la media, la desviación y el rango de los índices estudiados.

Planificación \ Parámetro		Vol. metás. (cc) $(\bar{x} \pm \sigma)$ (rango)	CI $(\bar{x} \pm \sigma)$ (rango)	IP $(\bar{x} \pm \sigma)$ (rango)	IG $(\bar{x} \pm \sigma)$ (rango)
Monaco		0.76 ± 0.96 (0.14 – 3.63)	2.43 ± 0.62 (1.50 – 3.39)	0.44 ± 0.11 (0.29 – 0.67)	6.03 ± 2.32 (3.22 – 10.11)
Prescripción a 18 Gy	LD = 0.5 BoT = 0.5		1.35 ± 0.17 (1.08 – 1.6)	0.74 ± 0.10 (0.62 – 0.91)	2.85 ± 0.25 (2.49 – 3.46)
	LD = 0.75 BoT = 0.25		1.26 ± 0.13 (1.09 – 1.49)	0.79 ± 0.08 (0.66 – 0.90)	2.78 ± 0.20 (2.47 – 3.23)
	LD = 0.25 BoT = 0.75		1.47 ± 0.20 (1.12 – 1.79)	0.68 ± 0.10 (0.55 – 0.88)	3.38 ± 0.97 (2.55 – 5.33)
Prescripción a 21 Gy	LD = 0.5 BoT = 0.5		1.39 ± 0.18 (1.08 – 1.72)	0.74 ± 0.09 (0.62 – 0.91)	2.86 ± 0.25 (2.49 – 3.46)

TABLA 1: resultado medio de cada parámetro para todas las metas y los distintos tipos de planificación.

V_{12Gy}		Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Paciente 5	Paciente 6
Monaco		1.80	10.27	11.73	13.24	15.59	22.36
Prescripción a 18 Gy	LD = 0.5 BoT = 0.5	0.82	4.36	4.24	2.63	3.15	12.13
	LD = 0.75 BoT = 0.25	0.76	4.33	3.76	2.42	2.79	11.41
	LD = 0.75 BoT = 0.25	0.95	4.81	4.46	3.05	4.94	14.68
Prescripción a 21 Gy	LD = 0.5 BoT = 0.5	1.00	5.41	5.31	3.23	3.88	14.88

TABLA 2: valor del V_{12Gy} para cada paciente y planificación.

DISCUSIÓN

En las planificaciones realizadas con Gammaplan, tanto priorizando la preservación del tejido sano como la reducción del tiempo de tratamiento, e incluso al comparar prescripciones de 21 Gy frente a 18 Gy, se observaron diferencias significativas en todos los parámetros analizados ($p < 0.001$ para los índices y $p < 0.01$ para el V_{12Gy}), logrando mejores índices en las metástasis y un menor V_{12Gy} en los pacientes. El número de fuentes, el pequeño tamaño de sus campos y el preciso posicionamiento del paciente permiten los grandes gradientes de dosis con los que se protege el tejido sano.

Por otro lado, las diferencias entre los distintos planes de Gammaplan son pequeñas, lo que permite personalizar mejor la dosis de prescripción y los tiempos de tratamiento a cada paciente.

CONCLUSIONES

La comparación dosimétrica entre ALE y Gamma Knife en metástasis cerebrales muestra que las planificaciones con Gamma Knife reducen significativamente el V_{12Gy} en los pacientes, y ofrecen mejores índices de conformidad debido a la capacidad de tratar GTV sin margen.

PROCEDIMIENTO DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO DE ICP CON PRESERVACIÓN DE HIPOCAMPO

Monasor Denia, P. (1); Cabañero Escudero, B. (1); Berenguer Serrano, R. (2); Núñez Quintanilla, A. T. (1); De La Vara Olivas, V. (1); Rivera Giménez, M. (1); Villas Sánchez, M. V. (1); Sabater Martí, S. (1)
(1) Servicio de Radioterapia–GAI Albacete; (2) GAI Albacete

INTRODUCCIÓN

La disminución de funciones neurocognitivas asociada a las ICP produce un descenso de la calidad de vida. Aunque los resultados presentados comparando distintos autores no son concluyentes, todo parece indicar que la preservación del hipocampo podría evitar este detrimento sin comprometer el tratamiento. El objetivo de este trabajo consiste en exponer el procedimiento de planificación seguido en nuestro centro con el que logramos el cumplimiento de las metas clínicas propuestas.

MATERIAL Y MÉTODOS

La prescripción del tratamiento consiste en 30Gy en 10 sesiones en el volumen de tratamiento, mientras que las restricciones fueron de una dosis máxima en cristalinos de 6Gy y para el hipocampo se impuso una dosis máxima de 16Gy y una D100% menor de 9Gy. Además se impusieron dosis máximas en ojos y cerebro. Los tratamientos se llevaron a cabo en un acelerador Varian TrueBeamHD mediante VMAT y la planificación con Eclipsev16. El algoritmo utilizado fue Acurosv16.1 y la rejilla de cálculo de 2mm. La distribución de haces consistió en 4 arcos de X6FFF, 2 de ellos completos con mesa a 0° y los otros 2 semiarcos con mesa a 90°, con tamaños de campo respetando el tamaño máximo en el eje X de 15cm aproximadamente y giros de colimador suplementarios 2 a 2. Además de un CBCT inicial de colocación, al paciente se le realizó un seguimiento de su posición mediante el sistema Exactrac_Dynamic (Brainlab), monitorizando tanto mediante el sistema de luz estructurada con cámara de video, como con cámara térmica y finalmente mediante el sistema estereoscópico de rayos X.

En relación a la optimización las claves fueron las siguientes: los cristalinos más 2mm y los ojos más 2mm, se consideraron estructuras a evitar a la entrada aunque añadiendo tanto a los cristalinos con restricciones de dosis máxima como a los ojos con restricciones de dosis media. El hipocampo más un margen de 5mm fue la estructura a optimizar para conseguir el objetivo en el hipocampo. Se le aplicaron objetivos superiores tanto de dosis máxima como de gEUD, tanto de dosis máxima como de dosis media en ambos. Finalmente el volumen de tratamiento a optimizar fue el PTV aunque en la parte del hipocampo retraído 7mm. Estos márgenes de hipocampo y PTV fueron los seleccionados, tras ir modificándolos paso a paso hasta alcanzar una solución óptima.

RESULTADO

Se obtuvo una dosimetría que cumplía todos los objetivos aunque tal y como esperábamos, se obtuvo cierta heterogeneidad dosimética. El cumplimiento de las metas clínicas se observa en la siguiente imagen. Además se obtuvo con este planteamiento un cumplimiento muy bueno en los ojos.

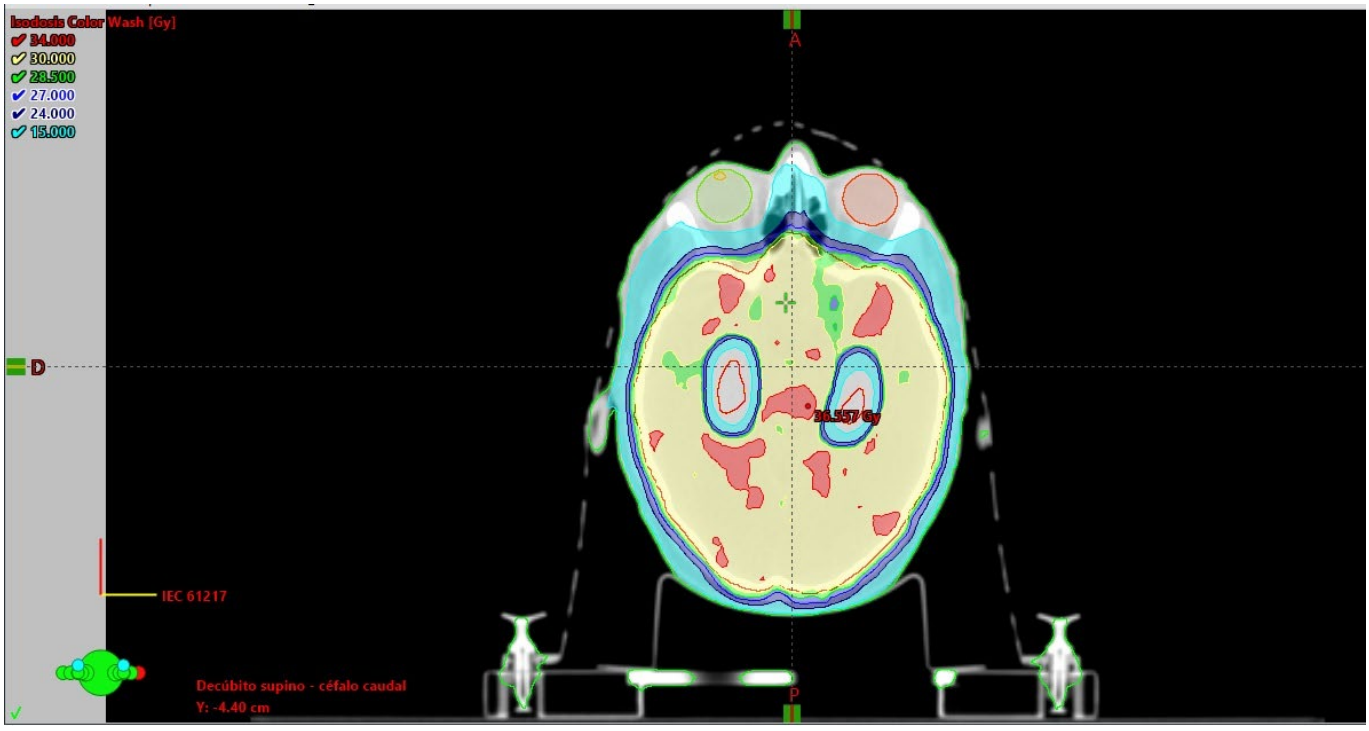
En la imagen aportada, se puede observar cierta heterogeneidad dosimétrica y amplias zonas calientes como consecuencia del objetivo de intentar cubrir con el 100% de la dosis el mayor porcentaje de volumen de PTV posible.

CONCLUSIÓN

Con el procedimiento llevado a cabo en nuestro centro para este tipo de tratamientos de ICP con preservación de hipocampo, conseguimos cumplir sobradamente los objetivos propuestos a expensas de un aumento asumible de la heterogeneidad en el PTV.

Metas clínicas

Plan			VMAT
Dosis total			30.000 Gy
Resumen de la meta clínica			0 0 10
PTV	P1	D 95.0 % > 30.00 Gy	30.32 Gy
Cerebro	P1	Dmáx < 37.50 Gy	37.34 Gy
Cristalino Dcho	P1	Dmáx < 6.00 Gy	3.75 Gy
Cristalino Izdo	P1	Dmáx < 6.00 Gy	3.72 Gy
Hippocampus	P1	Dmáx < 17.00 Gy	14.71 Gy
	P1	D 100.0 % < 10.00 Gy	7.82 Gy
	P2	D 100.0 % < 9.00 Gy	7.82 Gy
	P2	Dmáx < 16.00 Gy	14.71 Gy
Ojo Dcho	P1	Dmáx < 33.00 Gy	15.43 Gy
Ojo Izdo	P1	Dmáx < 33.00 Gy	14.22 Gy



COMPARACIÓN DE LOS ÍNDICES DE PLANIFICACIÓN DE RADIOCIRUGÍA ENTRE EL PLANIFICADOR IPLAN (BRAINLAB) Y HYPERARC (VARIAN)

Monasor Denia, P. (1); Cabañero Escudero, B. (1); Berenguer Serrano, R. (2); Núñez Quintanilla, A. T. (1); De La Vara Olivas, V. (1); Rivera Giménez, M. (1); Villas Sánchez, M. V. (1); Sabater Martí, S. (1)

(1) Servicio de Radioterapia–GAI Albacete; (2) GAI Albacete

INTRODUCCIÓN

Recientemente se ha adquirido el software de planificación de Radiocirugía HyperArc-Eclipse (VMS). Nuestro anterior planificador era Iplan (Brainlab). El objetivo de nuestro trabajo consiste en la comparación de varios índices de planificación de manera retrospectiva comparando 10 tratamientos con una única lesión.

MATERIAL Y MÉTODO

Los índices de planificación seleccionados para la comparación fueron: índice de conformación RTOG, índice de conformación Paddick, índice de homogeneidad RTOG, índice de homogeneidad ICRU, e índice de gradiente Paddick. Resaltamos que la planificación que se realiza mediante HyperArc-Eclipse se basa en una planificación VMAT, mientras que en el caso de la planificación de Iplan se basa en arcos dinámicos conformados. Mientras los tratamientos con HyperArc-Eclipse se imparten con un acelerador TrueBeam (colimador HighDefinition_MLC, lámina 2,5mm), en el caso de tratamientos con Iplan se impartieron con un acelerador Clinac 600 C/D (colimador m³ de Brainlab, lámina 3mm).

Mientras que HyperArc-Eclipse genera una distribución de arcos que no puede ser modificada para no perder automatización, en Iplan se debe generar una distribución de arcos manualmente y con ciertas restricciones por una mayor probabilidad de colisiones. Así, mientras HyperArc-Eclipse genera un arco completo o semiarco a 0° de mesa y semiarcos a 45°, 315° y 90° o 270° de mesa, en Iplan es totalmente dependiente del usuario.

Los tratamientos seleccionados únicamente deben cumplir que correspondan a lesiones de un único volumen ya bien sean MAV, lesiones benignas o metástasis.

RESULTADOS

A continuación mostramos los resultados obtenidos en cuanto a estadística descriptiva e índices de correlación (ver figura).

```
> summary(brainlab)
     dosis          volumen          IC RTOG         IC PADDICK        IH RTOG          IH ICRU          I GRADIENTE
 Min.   :12.00   Min.   :0.490   Min.   :1.010   Min.   :0.4027   Min.   :1.054   Min.   :0.06110   Min.   :4.109
 1st Qu.:14.50   1st Qu.:1.935   1st Qu.:1.187   1st Qu.:0.5952   1st Qu.:1.071   1st Qu.:0.06803   1st Qu.:4.400
 Median :17.00   Median :3.956   Median :1.260   Median :0.6601   Median :1.077   Median :0.08665   Median :4.979
 Mean   :17.40   Mean   :3.942   Mean   :1.274   Mean   :0.6235   Mean   :1.080   Mean   :0.09298   Mean   :5.518
 3rd Qu.:19.75   3rd Qu.:5.334   3rd Qu.:1.377   3rd Qu.:0.6925   3rd Qu.:1.083   3rd Qu.:0.10032   3rd Qu.:5.522
 Max.   :24.00   Max.   :8.857   Max.   :1.533   Max.   :0.7394   Max.   :1.120   Max.   :0.15010   Max.   :9.722
> summary(eclipse)
     dosis          volumen          IC RTOG         IC PADDICK        IH RTOG          IH ICRU          I GRADIENTE
 Min.   :12.50   Min.   :0.720   Min.   :1.069   Min.   :0.5609   Min.   :1.068   Min.   :0.03690   Min.   :2.678
 1st Qu.:14.50   1st Qu.:1.435   1st Qu.:1.107   1st Qu.:0.6509   1st Qu.:1.076   1st Qu.:0.04860   1st Qu.:2.885
 Median :17.00   Median :1.840   Median :1.184   Median :0.6627   Median :1.088   Median :0.05380   Median :3.382
 Mean   :16.35   Mean   :3.056   Mean   :1.172   Mean   :0.6847   Mean   :1.092   Mean   :0.05923   Mean   :3.369
 3rd Qu.:18.00   3rd Qu.:4.912   3rd Qu.:1.232   3rd Qu.:0.7511   3rd Qu.:1.103   3rd Qu.:0.06463   3rd Qu.:3.665
 Max.   :20.00   Max.   :6.910   Max.   :1.284   Max.   :0.8012   Max.   :1.139   Max.   :0.09830   Max.   :4.525
```

ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA IPLAN Y HYPERARC_ECLIPSE

```
> cor(brainlab)
                dosis     volumen      IC RTOG   IC PADDICK      IH RTOG     IH ICRU I GRADIENTE
dosis       1.00000000 -0.3141863  0.50807060  0.06143205 -0.05413581 -0.1600789 -0.07341693
volumen    -0.31418627  1.0000000 -0.66837770  0.02586560  0.36174322  0.3976034 -0.68291882
IC RTOG     0.50807060 -0.6683777  1.00000000 -0.32245588  0.13106674  0.0231052  0.05406936
IC PADDICK  0.06143205  0.0258656 -0.32245588  1.00000000 -0.73543812 -0.8163377 -0.07137105
IH RTOG    -0.05413581  0.3617432  0.13106674 -0.73543812  1.00000000  0.9449560 -0.47654969
IH ICRU    -0.16007893  0.3976034  0.02310520 -0.81633768  0.94495596  1.0000000 -0.38727088
I GRADIENTE -0.07341693 -0.6829188  0.05406936 -0.07137105 -0.47654969 -0.3872709  1.00000000
> cor(eclipse)
                dosis     volumen      IC RTOG   IC PADDICK      IH RTOG     IH ICRU I GRADIENTE
dosis       1.00000000  0.24483089  0.18129732  0.48348631  0.03901234 -0.15219601 -0.0322280
volumen     0.24483089  1.00000000 -0.25116586  0.02952876 -0.26049505 -0.46450290 -0.8210421
IC RTOG     0.18129732 -0.25116586  1.00000000 -0.48902687  0.21793603  0.02294811 -0.1510800
IC PADDICK  0.48348631  0.02952876 -0.48902687  1.00000000 -0.21075706 -0.13949310  0.3891373
IH RTOG     0.03901234 -0.26049505  0.21793603 -0.21075706  1.00000000  0.89023814  0.3241882
IH ICRU    -0.15219601 -0.46450290  0.02294811 -0.13949310  0.89023814  1.00000000  0.5644203
I GRADIENTE -0.03222800 -0.82104210 -0.15108002  0.38913733  0.32418817  0.56442031  1.0000000
```

ÍNDICES DE CORRELACIÓN IPLAN Y HYPERARC_ECLIPSE

El índice de correlación se evaluó para observar si había diferencias entre los grupos en relación a la correlación entre las distintas variables. Como cabía esperar, en ambos casos se observó una correlación entre el índice de gradiente y el volumen de la lesión aunque más acentuada para el caso de HyperArc-Eclipse. El índice de conformación de Iplan también mostró cierta correlación con el volumen, no así para el caso de HyperArc-Eclipse.

Finalmente se realizó el t test y el test de Mann-Withney para evaluar si existía una diferencia estadísticamente significativa entre los valores obtenidos. Por ejemplo en el valor de los índices de conformación tanto RTOG como Paddick para HyperArc- Eclipse mostraron unos valores superiores a Iplan sin embargo la comparación no fue estadísticamente significativa.

Tampoco fue significativa la diferencia en el caso del índice de homogeneidad RTOG pero sí en el caso de ICRU demostrándose así que los planes son más homogéneos en el caso de HyperArc-Eclipse. Por último en el caso del índice de gradiente (ver figura) la diferencia sí fue claramente estadísticamente significativa (p««0,05).

CONCLUSIÓN

Con el cambio de software y el tipo de planificación realizada hemos observado que el índice de gradiente ha disminuido de manera considerable obteniendo así una planificación de mayor calidad, y demostramos que la diferencia es estadísticamente significativa. El valor que recomienda Paddick de este índice es de 3, al cual en nuestras planificaciones actuales nos acercamos. Con Iplan, posiblemente al ser arcos dinámicos conformados, estábamos bastante alejados.

```
> gradiente_brainlab <- brainlab[,7]
> gradiente_eclipse <- eclipse[,7]
> t.test(gradiente_brainlab, gradiente_eclipse)

        Welch Two Sample t-test

data:  gradiente_brainlab and gradiente_eclipse
t = 3.6703, df = 10.892, p-value = 0.003748
alternative hypothesis: true difference in means is not equal to 0
95 percent confidence interval:
 0.8587036 3.4391164
sample estimates:
mean of x mean of y
  5.51798   3.36907

> wilcox.test(gradiente_brainlab, gradiente_eclipse)

        Wilcoxon rank sum test

data:  gradiente_brainlab and gradiente_eclipse
W = 97, p-value = 7.578e-05
alternative hypothesis: true location shift is not equal to 0
```

COMPARACIÓN DE LA DOSIS DE REIRRADIACIÓN CALCULADA SIGUIENDO 2 MÉTODOS DIFERENTES

Monasor Denia, P. (1); Cabañero Escudero, B. (1); Berenguer Serrano, R. (2); Núñez Quintanilla, A. T. (1); De La Vara Olivas, V. (1); Rivera Giménez, M. (1); Villas Sánchez, M. V. (1); Sabater Martí, S. (1)

(1) Servicio de Radioterapia–GAI Albacete; (2) GAI Albacete

INTRODUCCIÓN

Este trabajo consiste en sumar las dosis de 3 cursos de tratamiento de un paciente con carcinoma epidermoide de pulmón siguiendo 2 métodos distintos y realizar una valoración de las diferencias dosimétricas obtenidas entre ambos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Evaluamos un paciente intervenido por Ca. Epidermoide de pulmón (LII pT2N0 en 2010). En Noviembre-23 presenta recaída local y se trata con SBRT (5fx-10Gy días alternos). En febrero-24 se trata una nueva recaída en pulmón contralateral con la misma técnica. En agosto-24 muestra recaída ganglionar (adenopatía hiliar izquierda) y se requiere un nuevo 3º tratamiento de VMAT (30fx-2Gy estándar). Todas estas lesiones se encuentran en el mismo plano longitudinal del paciente. Nos centramos únicamente en el pulmón ya que el resto de órganos de riesgo no superan las restricciones de dosis. Se decide seguir el procedimiento empleado por K. Paradis et al ("The Special_Medical_Physics_Consult_Process for Reirradiation Patients"). En este trabajo ya se argumenta que el modelo LQ deja de funcionar para altas dosis por fracción y también se indica que la dosis en el pulmón se debería evaluar típicamente basándose en datos volumétricos y no en valores D0,1cc(Gy)EQD2. Así se planificó un 3º nuevo plan procurando a priori minimizar al máximo la dosis que se impartía en zonas previamente irradiadas. A continuación se empleó el software

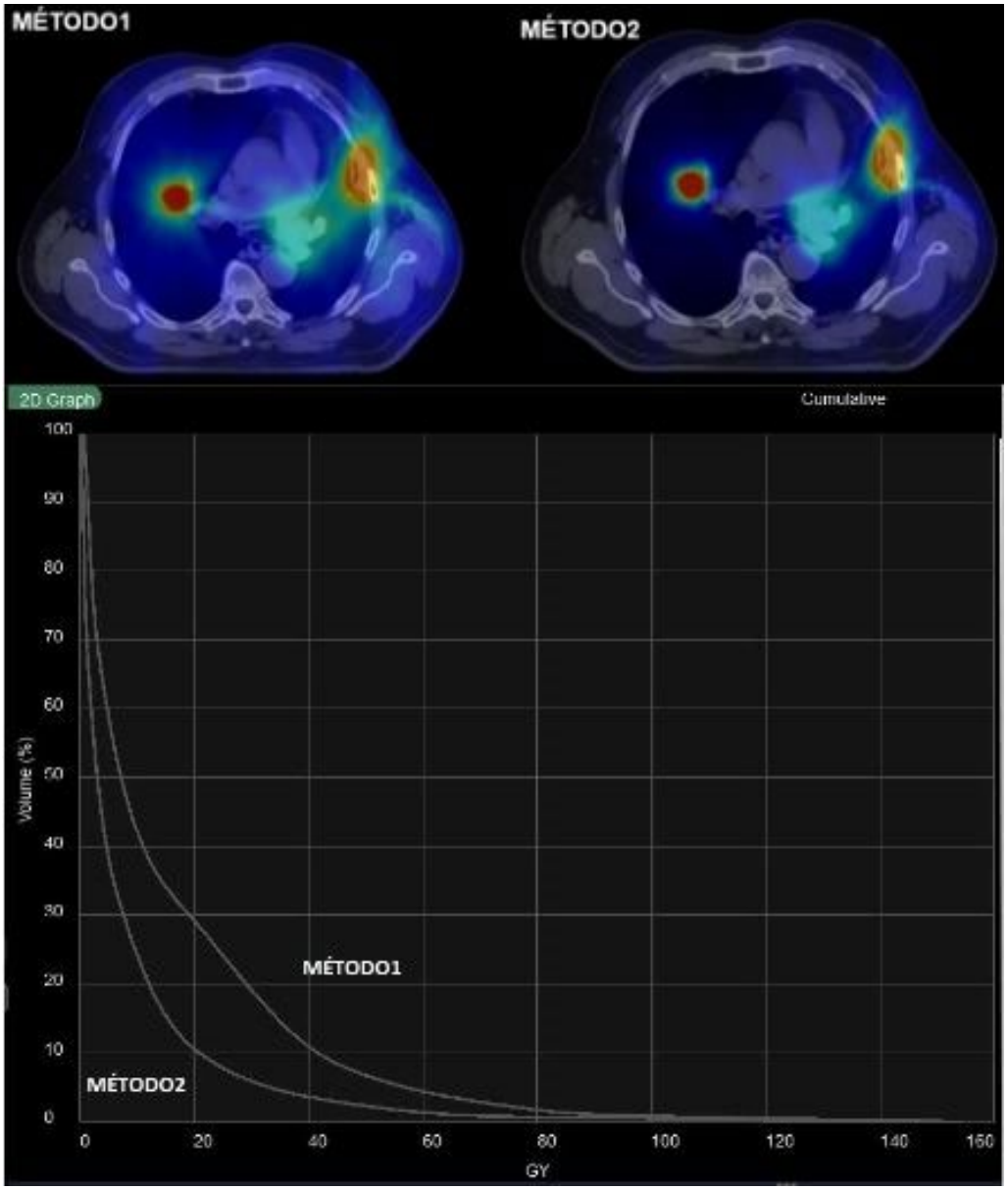
Velocity (VMS) para la obtención de los planes suma siguiendo dos métodos distintos: 1) aplicamos un factor multiplicativo único para obtener la correspondiente dosis EQD2 con alfa_beta 2,5Gy a los planes hipofraccionados y también un factor de descuento basado en el artículo previamente citado (25% para el primer tratamiento puesto que habían transcurrido más de 6 meses y 0% para el segundo); 2) Velocity posee la capacidad de generar el plan EQD2 de manera voxelizada en el que para ello hay que aportar como datos mínimos la dosis total, el número de sesiones y el valor alfa_beta de los órganos contorneados que se estimen de interés y a partir de todos ellos convertidos a EQD2 se generó el plan suma. Así, en este segundo método se tiene en cuenta la dosis realmente recibida en cada órgano basada en el RTDose y no aplicando un factor a todo un órgano de manera global. Para ambos métodos se realizó una fusión rígida seguida de otra deformable multipass. Obviamente el primer método es más conservador que el segundo.

RESULTADOS

Tal y como cabía esperar el resultado de ambos métodos arroja valores muy diferentes. En la siguiente tabla mostramos los valores evaluados en nuestro centro a partir del HDV.

	RESTRICCIÓN	MÉTODO 1	MÉTODO 2
V40Gy	<10%	10,9%	3,6%
V30Gy	<15%	19,1%	6,0%
V20Gy	<20%	29,1%	10,5%
V10Gy	<40%	42,3%	24,3%
V5Gy	<50%	58,4%	37,9%
Dmedia	<20Gy	16,14Gy	8,25Gy

A continuación mostramos superpuestos ambos histogramas del pulmón y la comparación de una corte axial central de ambos métodos. Destaca el aumento importante de dosis bajas en el método 1.



CONCLUSIÓN

Expuesto estos resultados en comité de tumores, se decide, ante la escasez de alternativas, ante el deseo expreso del paciente y ante la incertidumbre del cálculo dosimétrico, realizar una prueba funcional pulmonar previa al paciente y si es positiva, realizar el tratamiento.

RESULTADO DE LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE SBRT Y SRS EN FUNCIÓN DE SU COMPLEJIDAD

Simon De Blas, R. (1); Roch Gonzalez, M. (1); Paradela Diaz, G. (1); Botella Faus, P. (1); Castro Tejero, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Obesso De Diego, A. (2); Gallego Molina, C. (1)
(1) HU La Princesa

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de SBRT y radiocirugía, es esencial estudiar la complejidad del plan ya que puede influir sustancialmente en el cálculo dosimétrico el modelado del colimador multiláminas (MLC), a través del dynamic leaf gap (dlg) y el machihembrado lo cual en ciertos planificadores no está suficientemente bien conseguido.

El objetivo es relacionar la complejidad de los planes de tratamiento con los resultados de la verificación

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han estudiado 221 planes de pacientes creados con Eclipse 16.1 para el acelerador Truebeam STx HD120 con 6FFF y verificados con el maniquí Stereophan y Mapcheck, con criterios gamma 3% /1mm y 2% /1mm. Se analizó la complejidad de los planes mediante el script cedido por Víctor Hernández y cols1. PlanAnalyser. En todos los planes de pacientes se anotaron los valores de mean tongue and Groove index (TGi) y de MeanGap2.

- MeanGAP: promedio de la distancia entre láminas enfrentadas.
- TGi: medida de la relevancia del efecto de machihembrado en el plan, es la diferencia relativa del tamaño de los segmentos entre láminas contiguas. Su rango va de 0 a 1.

RESULTADOS

Se muestran los resultados obtenidos en las verificaciones de los planes de pacientes.

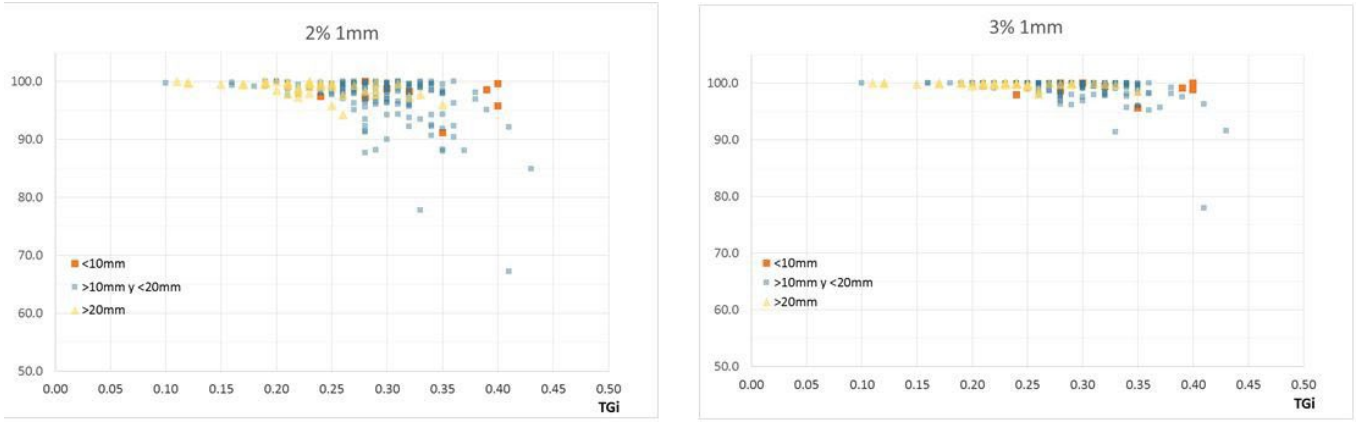


Figura1. Porcentaje de puntos que pasan los criterios gamma 3% /1 mm y 2% /1mm para diferentes valores de MeanGap

En el análisis gamma 2% /1mm la correlación entre el MeanGap y TGi es de -0.143, -0.438 y -0.479 con valores de p de 0.73, <0.00001 y 0.001 respectivamente para MeanGap <10mm, entre 10 y 20 mm y > 20mm.

En el análisis gamma 3% /1mm la correlación entre el MeanGap y TGi es de 0.041, -0.407 y -0.367 con valores de p de 0.9, <0.00001 y 0.014 respectivamente para MeanGap <10mm, entre 10 y 20 mm y > 20mm.

DISCUSIÓN

En los tratamientos con MeanGap < 10mm, aun con TGi altos, más del 95% de los puntos cumplían el criterio 3% 1mm, que es el que empleamos en nuestro centro como criterio de aceptación del plan. Esto puede ser debido a que al ser el PTV muy pequeño, por construcción del TGi, éste será más alto cuanto menor sea el PTV. Para valores de TGi>20mm, todos los planes son aceptables, y aunque disminuyen los puntos que cumplen el criterio según aumenta el TGi, es suficiente para aceptar los planes, debido a que el efecto del machihembrado influye poco en la dosis total del plan al ser los campos grandes. No ocurre así en los campos intermedios, con MeanGap entre 10 y 20 mm donde a mayores TGi el plan puede no ser aceptable para tratamiento.

CONCLUSIONES

Es importante valorar los índices de MeanGap y TGi a la hora de realizar una planificación para reducir la complejidad innecesaria, reduciendo así la influencia del cálculo del machihembrado sobre todo en aquellos donde el MeanGap esté entre 10 y 20 mm en el caso de un Truebeam con HD120.

CORRELACIÓN ENTRE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS Y LET Y LA APARICIÓN DE CAMBIOS EN LA IMAGEN DE RM TRAS TRATAMIENTOS EN EL SNC CON HACES DE PROTONES

Fayos-Solá Capilla, R. (1); Cabello García, J. P. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Ramón García, C. (1); Antolín San Martín, E. (1); García Sanz, A. (1); García Ovejero, J. (1); Azcona Armendáriz, D. (1); Pedrero De Aristizábal, D. (1); Aristu Mendioroz, J. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra sede Madrid

INTRODUCCIÓN

Desde hace unos años se ha observado en algunos pacientes tratados con haces de protones cambios en imagen de resonancia magnética (RM) en el cerebro cerca del tronco cerebral o de los ventrículos. A día de hoy no está clara la causa de estos efectos, siendo una posibilidad la distinta RBE de los protones y su relación con la LET. En esta primera fase del estudio que se está llevando a cabo en CUN Madrid, se han analizado exclusivamente los 8 casos que han aparecido entre 2020 y 2024 con cambios en la imagen de RM tras tratamientos con protones.

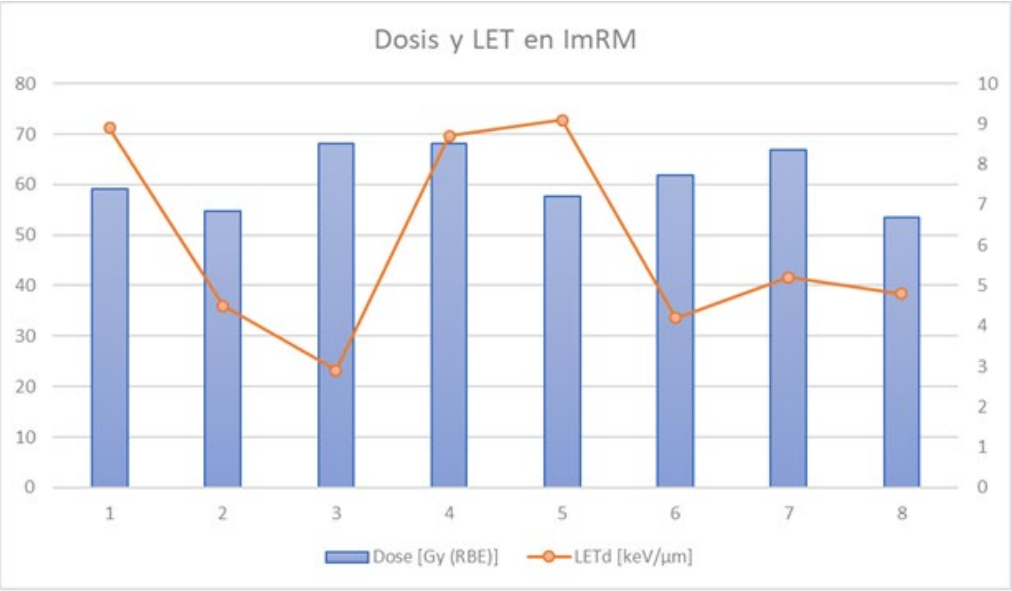
MATERIAL Y MÉTODOS

Del grupo de pacientes de control, todos eran adultos y el 75% recibieron una dosis de prescripción de más de 54 Gy. La mitad recibió quimioterapia y el 75% tuvo una cirugía previa en la zona de tratamiento. Las planificaciones se realizaron con RayStation v10 con algoritmo de cálculo MonteCarlo, entre uno y tres campos con parámetros de optimización robusta 3 mm y 3%, y máximas puntuales entre el 107% y el 110% siempre en CTV.

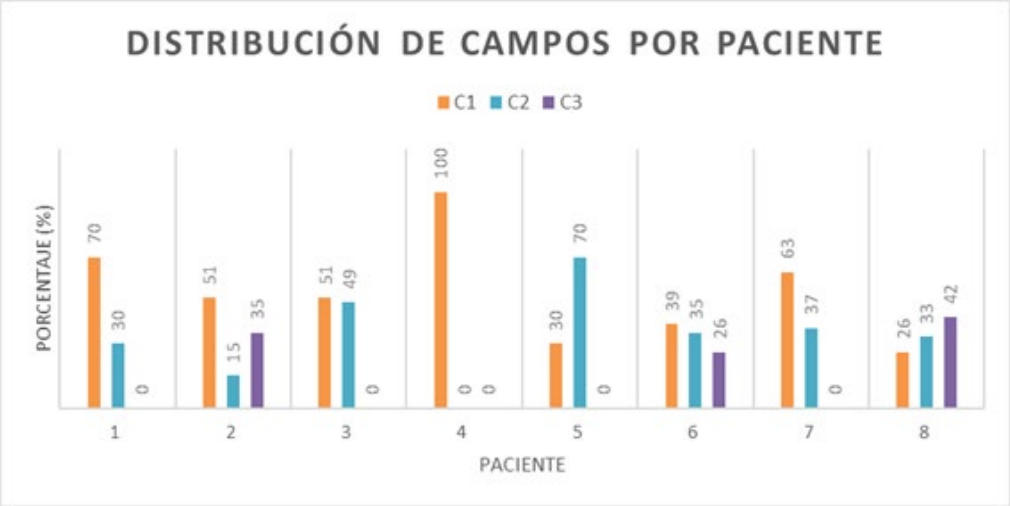
Para el análisis se han creado una estructura de control, la zona identificada en la RM delimitada por el oncólogo radioterápico (ImRM). Sobre esta estructura y los CTVs se ha realizado un análisis comparativo de valores de Dosis (Gy) y de LET (keV/mm) tanto de los campos individuales como de la suma de estos, fijándonos en todos los casos en los valores máximos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En cinco de los casos los cambios han aparecido en los ventrículos, en dos en el tronco cerebral y en un caso aislado en el lóbulo temporal. De la estructura ImRM (Gráfica 1) se observa una relación entre dosis altas, de más de 50 Gy en todos los casos, y LET por encima de 4 keV/mm a excepción del caso 3, donde es menor de 3 keV/mm, precisamente el que el cambio en la imagen ha aparecido en el temporal.



Por otro lado, observamos que excluyendo los pacientes 3 y 4 (con solo un campo de tratamiento), tenemos una distribución no simétrica de dosis por campo (Gráfica 2).



CONCLUSIONES

Tras el análisis del grupo de referencia no se ha encontrado una relación concluyente entre estos, la dosis y la LET, aunque se ha detectado que en las zonas de ImRM son coincidentes la alta dosis y LET > 3 keV/mm. La continuación del trabajo supone introducir los pacientes que no han sufrido estos efectos tras los tratamientos para buscar diferencias a nivel de la distribución de dosis y de la LET entre ambos grupos.

INFLUENCIA DEL GIRO DEL COLIMADOR SOBRE EL TEST GAMMA

Williamson Puente, S. (1); Plaza Núñez, R. (1); Hernández García, J. (1); Flores Cacho, I. (1); San Miguel Avedillo, F. J. (1)
(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla'

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio es evaluar la influencia del giro del colimador sobre el test gamma. La verificación experimental previa al tratamiento radioterápico es esencial para identificar posibles errores o discrepancias entre el plan de tratamiento y su administración. Sin embargo, es importante conocer la sensibilidad de los equipos de medición y el análisis posterior.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluaron un total de quince tratamientos con tres tipos de patologías: próstata, ORL y mama. Para cada paciente, se midieron con el Delta4 el tratamiento original y cinco planes adicionales, en los cuales se aplicaron variaciones en el ángulo del colimador, desde uno hasta cinco grados. Para valorar la sensibilidad ante estas variaciones, se utilizó el test gamma (2%,2mm) y (3%,2mm).

RESULTADOS

En los tratamientos de próstata, los valores del test Υ(3%, 2mm) permanecen en su mayoría alrededor del 95%, aunque se observa una leve disminución conforme aumenta el giro del colimador. Para el criterio Υ(2%, 2mm), los resultados siguen siendo aceptables, pero con caídas más notables en las variaciones de cuatro y cinco grados. En contraste, los tratamientos de ORL y mama, presentan una mayor sensibilidad, con caídas por debajo del 95% en el Υ(2%, 2mm) para variaciones de dos grados en el giro, y los resultados disminuyen fuertemente con variaciones de tres grados y más.

Respecto al Υ(1%, 1mm), al ser muy restrictivo, muestra una gran variabilidad dentro de cada patología, lo que dificulta su uso como criterio selectivo para tratamientos sin un estudio previo minucioso.

DISCUSIÓN

Los resultados indican que existe una relación entre el tipo de patología y la sensibilidad del proceso de medida. Los tratamientos de ORL y mamá son más sensibles a las variaciones en el giro del colimador, ya que implican estructuras anatómicas más complejas y una mayor modulación de la dosis. En este sentido, el control estadístico de procesos podría ser una herramienta clave para ajustar las tolerancias en función de las características particulares de cada tipo de tratamiento, ya que permite identificar las tendencias y contribuye a la optimización del control de calidad.

CONCLUSIONES

Nuestro proceso de medida muestra una sensibilidad variable ante las diferencias en el giro del colimador, dependiente del tipo de patología, siendo más sensible en tratamientos de ORL y mama. Los resultados destacan la necesidad de establecer criterios gamma específicos para cada tipo de tratamiento, lo que puede mejorar la precisión y fiabilidad de los controles de calidad en radioterapia.

	Sin cambio		1º		2º		3º		4º		5º	
	(2%,2mm)	(3%,2mm)	(2%,2mm)	(3%,2mm)	(2%,2mm)	(3%,2mm)	(2%,2mm)	(3%,2mm)	(2%,2mm)	(3%,2mm)	(2%,2mm)	(3%,2mm)
Próstata-1	99,8	100	99,4	100	98,7	100	96,9	98,7	94,8	97,7	91	95
Próstata-2	100	100	100	100	100	100	99,8	100	98,3	99,8	96,9	99,2
Próstata-3	97,8	99,4	96,5	99,3	95	98,9	93,5	97,4	90,7	96,7	89,1	94,6
Próstata-4	99,6	100	99,6	100	97,7	99,1	96,4	97,7	94,9	96,6	91,7	95,3
Próstata-5	100	100	100	100	100	100	99	100	98,8	99,7	97,4	98,6
ORL-1	97,3	99,9	96,2	98,2	92,7	96,4	89,5	94,7	80,1	87,8		
ORL-2	94,9	98,3	93,3	97,9	91	96,1	86,2	91,8				
ORL-3	99,9	99,9	99,3	99,9	97,1	99,1	91,9	96,9	85,8	90,7		
ORL-4	99,6	100	98,3	99,7	91,8	95,5	86	90,6				
ORL-5	98,9	99,9	98,4	99,8	97	98,9						
MAMA - 1	98,3	99,5	96,1	98	88,7	91,3						
MAMA - 2	99,2	100	99,3	100	98	99,2	95	97,6	91,1	95,1	85,7	90,7
MAMA - 3	96	99,4	95,7	98,9	90,4	95	84,7	90,6				
MAMA - 4	98	99,8	91,6	95,7	90,4	95	83	87,6				
MAMA - 5	99,7	99,9	98,6	99,5	96,8	98,3	92,2	96,5	87,5	91,7		

ESQUEMAS DE FRACCIONAMIENTO LOCALIZADOS Y ESPECÍFICOS POR EDAD PARA CARCINOMAS EPIDERMOIDE Y BASOCELULAR: ESTUDIO DOSIMÉTRICO RETROSPECTIVO

Lozares Cordero, S. (1); Sánchez Casi, M. (1); Castillo Peña, P. (1); González González, T. (1); Galán García, A. (2); Campos Boned, A. (2); Ibáñez Carreras, R. (2)

(1) Servicio de Física y P.R.-Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza; (2) Servicio de Oncología Radioterápica-Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza

INTRODUCCIÓN

Este estudio propone esquemas de fraccionamiento radioterápico localizados y adaptados según la edad para tratar carcinomas epidermoide y basocelular utilizando haces de fotones de baja energía en una unidad de terapia superficial. Busca guiar decisiones clínicas y estandarizar tratamientos en cánceres cutáneos no melanoma.

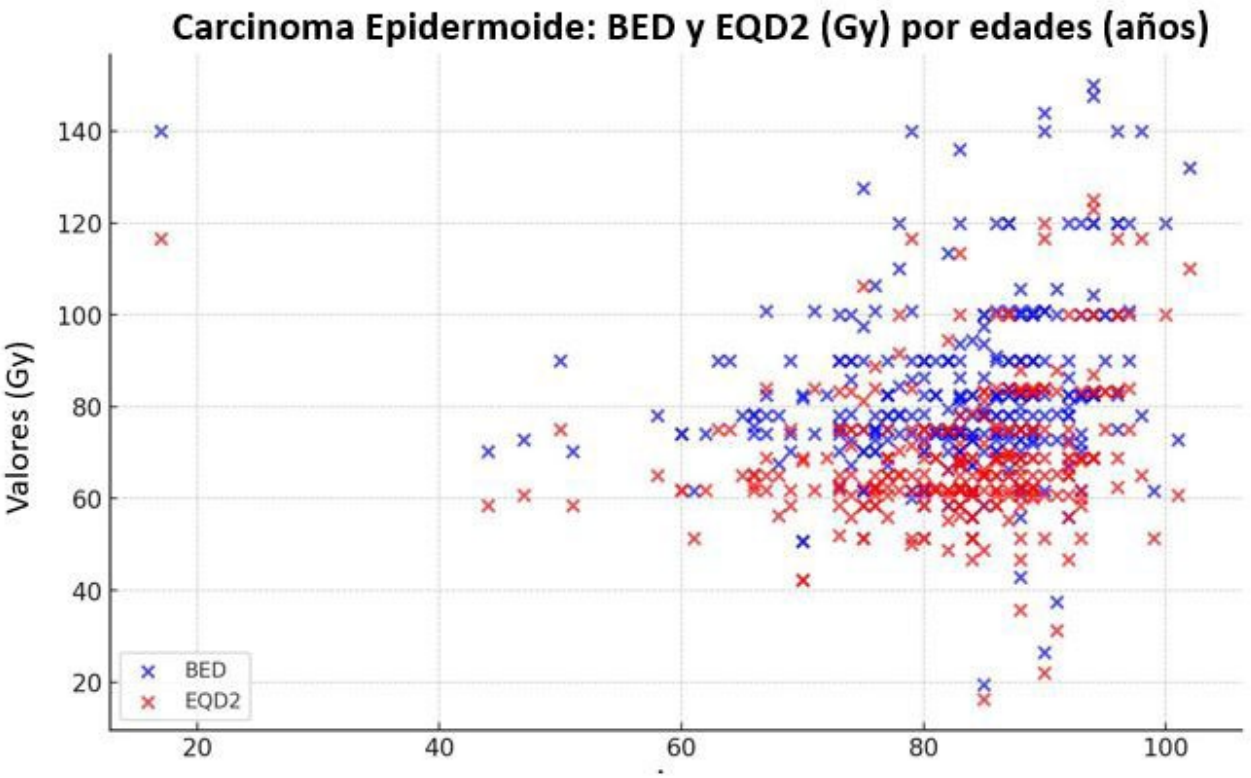
MATERIAL Y MÉTODOS

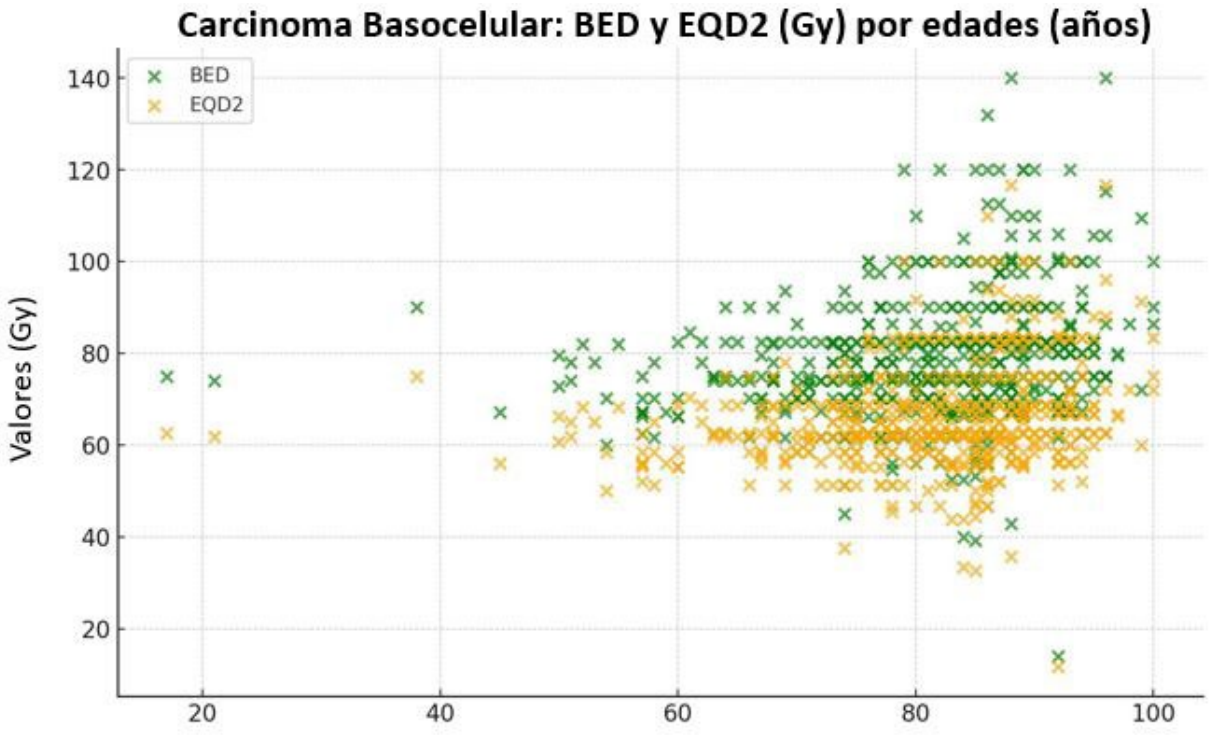
Se realizó un análisis retrospectivo de 896 pacientes con carcinoma epidermoide (n=303) o basocelular (n=593), tratados con fotones de baja energía. Se evaluaron parámetros como dosis por fracción, dosis total, número de sesiones, dosis biológicamente efectiva (BED), EQD2, edad del paciente y localización tumoral. Los valores de BED y EQD2 se calcularon con un cociente α/β de 10 Gy para carcinoma epidermoide y 3 Gy para basocelular. Los resultados se estratificaron por tipo tumoral, localización y grupo etario para identificar patrones óptimos de fraccionamiento.

RESULTADOS

El análisis permitió identificar esquemas óptimos de fraccionamiento según tipo tumoral, localización y edad. En carcinoma epidermoide (Figura 1), con valores de BED entre 73-100 Gy, los esquemas hipofraccionados fueron más efectivos en mayores de 70 años. En mayores de 80 años, 8 Gy/sesión en 6 fracciones resultó eficaz, mientras que en el grupo de 70-80 años, 7 Gy/sesión en 8 fracciones optimizó eficacia y toxicidad. En menores de 70 años, el fraccionamiento convencional de 4 Gy/sesión en 15 fracciones ofreció buen control tumoral con menor toxicidad aguda.

En carcinoma basocelular (Figura 2), con valores de BED entre 56-86 Gy, el hipofraccionamiento mostró resultados óptimos en mayores de 70 años. En mayores de 80 años, 8 Gy/sesión en 6 fracciones fue efectivo, y en el grupo de 70-80 años, 5 Gy/sesión en 10 fracciones se ajustó mejor. En pacientes más jóvenes, el esquema de 4 Gy/sesión en 13 fracciones garantizó una distribución homogénea de la dosis y excelente control local.





Los esquemas hipofraccionados demostraron ventajas en términos de comodidad y optimización de recursos, sin comprometer la eficacia. La toxicidad aguda fue predominantemente leve (grado 1-2), con recuperación completa a los tres meses y sin eventos adversos severos.

CONCLUSIONES

La estratificación por edad y tipo tumoral permite optimizar el tratamiento de carcinomas epidermoide y basocelular con fotones de baja energía. Los esquemas hipofraccionados en mayores de 70 años han demostrado ser eficaces, bien tolerados y clínicamente viables, reduciendo la carga asistencial y mejorando la adherencia al tratamiento. En pacientes jóvenes, los esquemas convencionales aseguraron control local duradero con menor toxicidad cutánea.

Estos resultados respaldan la necesidad de estandarizar esquemas de fraccionamiento en radioterapia superficial para cánceres cutáneos no melanoma, ofreciendo una guía clara para decisiones clínicas y promoviendo la personalización del tratamiento.

EFECTO DEL TAMAÑO DE CAMPO EN LA CALIBRACIÓN DE LA MATRIZ OCTAVIUS 1500 DE PTW SEGÚN EL TAMAÑO DEL PTV

Alba Escorihuela, V. (1); García Apellaniz, N. (1); Cortabitarte Arana, M. (1); Bartres Salido, A. (1); Rochera Alba, J. P. (1); González Lizárraga, Í. (1); Fernández Leira, C. (1); Erzilbengoa Izaguirre, M. (2)
(1) Onkologikoa/ Hospital Donostia; (2) Onkologikoa

INTRODUCCIÓN

Vamos a estudiar el efecto de la calibración cruzada a diferentes tamaños de campo, para la matriz de detectores OCTAVIUS 1500 de PTW, en la verificación de tratamientos, según el tamaño del PTV a analizar.

MATERIAL Y MÉTODOS

- Matriz OCTAVIUS 1500 (cámaras de ionización) y maniquí OCTAVIUS 4D modular de PTW.
- Software de verificación VeriSoft 8.0.1.0 de PTW.
- TrueBeam STx y Sistema de Planificación (TPS) Eclipse versión 15.6 de Varian Medical Systems.

Analizamos 14 pacientes ya tratados, repartidos en tamaños de campo grande (5 de entre 15 y 20 cm de tamaño de campo cuadrado), campo mediano (5 de entre 8 y 12 cm) y campo pequeño (4 de entre 3 y 5 cm).

En todas las medidas, realizamos un calentamiento previo de la matriz con un tamaño de campo 20cmx20cm, energía 6MV, 500UM y tasa 600UM/min. Posteriormente se realiza un cero y se procede a la calibración cruzada. Realizamos 3 tandas de medidas modificando la calibración cruzada (Kcross) para tres tamaños de campo, 20cm x 20cm (Kcross = 1.129), 15cm x 15cm (Kcross = 1.217) y 10cm x 10cm (Kcross = 1.273). Esta calibración se realiza con la energía de 6FFF (igual que los tratamientos) a tasa de 800UM/min. Los factores de calibración se han obtenido del TPS.

Comprobamos que, esta matriz no tiene una resolución satisfactoria para las características de este acelerador (distancia entre detectores de 10mm), así que realizamos medidas con doble resolución desplazando la mesa longitudinalmente 5mm.

Posteriormente, comparamos en el VeriSoft el tratamiento importado desde el TPS con la unión de ambas medidas a doble resolución para las tres calibraciones.

RESULTADOS

En la Tabla 1, realizamos el análisis Gamma (3%,2mm) normalizado al 90% de la dosis de prescripción (Dp) como recomienda el TG-218 de la AAPM (Medida A). También comparamos el Gamma (2%,2mm) al 90%Dp (Medida B) y el Gamma (2%,2mm) en local (Medida C). Para los campos pequeños (últimos 4 pacientes, en A y B, cambiamos de 2mm a 1mm por ser tratamientos SBRT). Para cada uno de estos análisis Gamma, obtenemos, por una parte, el porcentaje de puntos que superan el criterio Gamma, es decir, que tienen un valor de la función Gamma menor que 1 y justo al lado, encontramos la desviación obtenida de estos puntos entre las tres calibraciones realizadas, cogiendo como referencia la de 20x20.

DISCUSIÓN

Observando la Tabla 1, vemos el análisis Gamma tiene una tasa de paso mayor para la calibración realizada con el tamaño de campo mayor. Para el paciente 11, esto no es así. Es el paciente con mayor dosis por sesión (18Gy/fx) y puede que se haya producido una saturación en la medida alterado el análisis.

CONCLUSIONES

A la vista de los resultados, podemos deducir que, es recomendable calibrar la matriz de detectores con el tamaño de campo más grande analizado aquí (20cm x 20cm). Para campos pequeños es preferible usar una matriz con mayor resolución.

						A		B		C	
	PACIENTE	CAMPO (cm)	LOCALIZACION	90%Dp (Gy)	Kcross	% Valores con Y<1	Desv. 20x20	% Valores con Y<1	Desv. 20x20	% Valores con Y<1	Desv. 20x20
CAMPOS GRANDES	1	17x17	HC_PH	2.25	10x10	99.2	0.7	95.7	3.9	87.6	10.1
					15X15	99.9	0	99.2	0.4	96.2	1.5
					20X20	99.9		99.6		97.7	
	2	18X20	NASOFARINGE	1.99	10x10	99.6	0.3	98.3	1.3	85	9.2
					15X15	99.9	0	99.4	0.2	93.2	1
					20X20	99.9		99.6		94.2	
	3	15X15	ORL	1.99	10x10	98.8	1.1	95.6	3.9	68.6	19.4
					15X15	99.9	0	99.3	0.2	88.6	-0.6
					20X20	99.9		99.5		88	
	4	15X16	ORL	1.99	10x10	99.2	0.7	97.1	2.4	73.5	16.6
					15X15	99.8	0.1	99.3	0.2	88.8	1.3
					20X20	99.9		99.5		90.1	
	5	16X16	ORL	1.99	10x10	98.4	1.4	94	5	67.4	18.6
					15X15	99.7	0.1	98.4	0.6	83.2	2.8
					20X20	99.8		99		86	
CAMPOS MEDIANOS	6	8x8	PULMON	3.6	10x10	99.6	0.3	97.8	1.7	88.3	6.6
					15X15	99.8	0.1	99	0.5	92.7	2.2
					20X20	99.9		99.5		94.9	
	7	11x11	PULMON	1.8	10x10	99.3	0.4	97.1	1.6	86.3	5.5
					15X15	99.6	0.1	98.3	0.4	90.3	1.5
					20X20	99.7		98.7		91.8	
	8	10x10	GLIOBLASTOMA	1.8	10x10	99.7	0.2	98.2	1.2	86.6	6.9
					15X15	99.9	0	98.9	0.5	90.4	3.1
					20X20	99.9		99.4		93.5	
	9	12x12	PULMON	1.8	10x10	95.5	2.4	90.8	4.3	85.4	5.2
					15X15	96.6	1.3	92.8	2.3	88	2.6
					20X20	97.9		95.1		90.6	
	10	11x11	GLIOBLASTOMA	1.8	10x10	99.6	-0.3	98.1	-0.7	88	0.7
					15X15	99.2	0.1	97	0.4	87.5	1.2
					20X20	99.3		97.4		88.7	
CAMPOS PEQUEÑOS	11	4x4	SBRT LSD	16.2	10x10	97.9	-2.7	95.3	-14.8	76.4	-15.1
					15X15	97.6	-2.4	92.9	-12.4	74.8	-13.5
					20X20	95.2		80.5		61.3	
	12	5x5	SBRT LII	9.9	10x10	97.5	0.7	92.5	3.4	80.2	8.8
					15X15	97.9	0.3	94.3	1.6	85.2	3.8
					20X20	98.2		95.9		89	
	13	3x3	SBRT PELVIS	5.85	10x10	92.5	1.7	89	3	90.1	3.6
					15X15	93.8	0.4	91.4	0.6	92	1.7
					20X20	94.2		92		93.7	
	14	4x4	SBRT PELVIS	5.85	10x10	94.5	1.2	89.9	2.1	88.9	4.5
					15X15	95.2	0.5	91.1	0.9	91.8	1.6
					20X20	95.7		92		93.4	

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS Y GESTIÓN DEL MOVIMIENTO

CONTROL DE CALIDAD DEL TRACKING (SYNCHRONY) EN TOMOTERAPIA

Garcia Baltar, J. A. (1); Sedano Ferreras, P. (1); Cano Iglesias, E. (1); Vicente Hernández, F. J. (1); Palomo Gómez, J. (1); Nuño Gomez, C. (1)
(1) HC Marbella

INTRODUCCIÓN

Debido a la incorporación de una técnica prometedora de tracking (SynchronyTM) en tomoterapia, aquí presento nuestra propuesta de controles de calidad para asegurar el correcto funcionamiento de dicha técnica. Dada la poca presencia clínica de esta técnica cuando fue adoptada, hemos creado protocolos con un apoyo inicial del fabricante del equipo. Se presentan también los primeros resultados periódicos que se han obtenido.

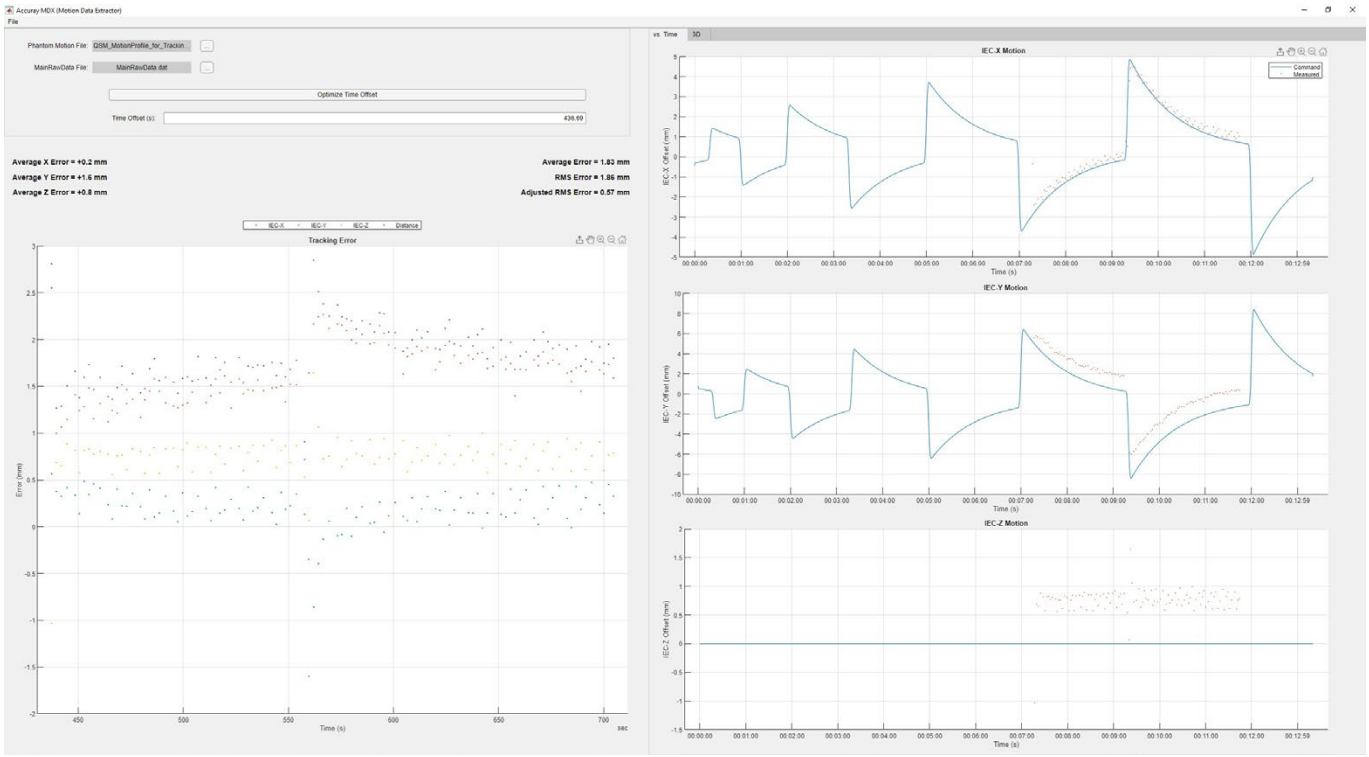
MATERIAL Y MÉTODOS

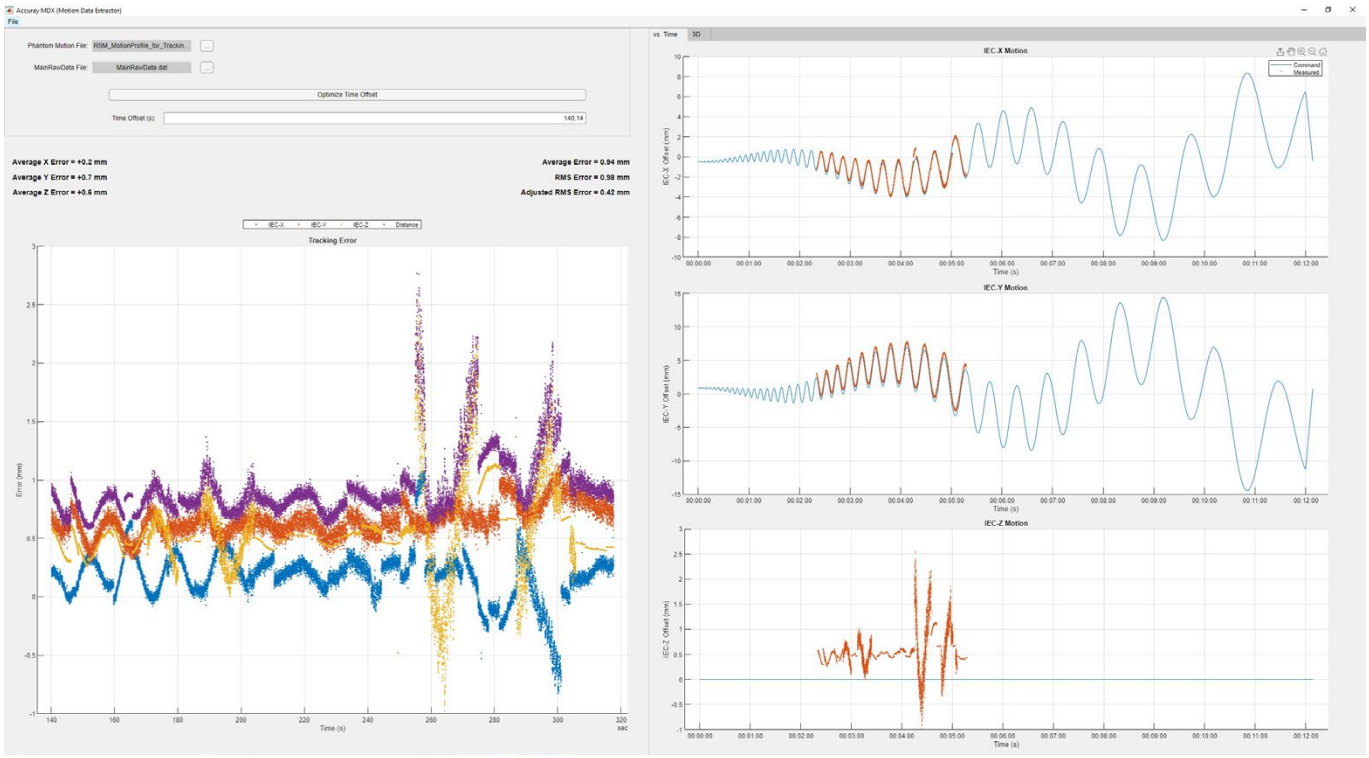
La experiencia se realiza con un equipo de tomoterapia de última generación, Radixact 2.0 con Synchrony, planificadores Precision y RayStation v10A-2023B. Se utiliza un maniquí de movimiento 1D de CIRS proporcionado por el fabricante, que se coloca en oblicuo sobre la mesa de tratamiento para provocar un movimiento en X, que motivará la adaptación del multiláminas, y en Y, que necesitará la adaptación de las mordazas que controlan el tamaño de campo. El sistema consta de una cámara de visión óptica a 100Hz para captar el patrón respiratorio, un sistema de RX a 90° del haz de MV monitoriza cada 2-3 segundos la posición

de los fiduciales o el volumen objetivo, según la técnica utilizada. Se propone un control de calidad diario con el objetivo desplazado 4 cm, controles mensuales verificando los parámetros que pausan el sistema, precisión del observador y predictor del movimiento, una verificación con película en movimiento siguiendo unos patrones propuestos, y una verificación anual para cubrir todos los modos de trabajo. También se incluyen controles mensuales y anuales del haz y panel de kV, para lo que se utiliza software y procedimientos del fabricante.

RESULTADOS

Los resultados del control diario tienen una buena exactitud (<3%) y una reproducibilidad muy buena (CV=0.6). Hay un parámetro (Tracking Range) que es complicado que provoque la pausa del sistema sin que salten antes otros. En los resultados mensuales con respecto al seguimiento, se puede ver que el observador, tanto en estimación (modo fiducial puro) como en predicción (modo respiratorio), se comporta dentro de las tolerancias ofertadas por el fabricante, sobre todo en el modo respiratorio. En los resultados de adaptación del haz, la ionometría está en tolerancias, y se recogen valores de gamma-3%,3mm, umbral 10%, superiores al 92%, tanto en modo fiducial puro como respiratorio, cuando las especificaciones de este último son gamma-5%,4mm. Sobre el haz y el panel de kV todavía tenemos pocos resultados, pero la SNR y la coincidencia imagen-isocentro es estable.





BIBLIOGRAFÍA

Chen, G. P., Tai, A., Keiper, T. D., Lim, S., & Li, X. A. (2020). Technical Note: Comprehensive performance tests of the first clinical real-time motion tracking and compensation system using MLC and jaws. Medical Physics, 47(7), 2814–2825. https://doi.org/10.1002/mp.14171

Ferris, W. S., Kissick, M. W., Bayouth, J. E., Culberson, W. S., & Smilowitz, J. B. (2020). Evaluation of radixact motion synchrony for 3D respiratory motion: Modeling accuracy and dosimetric fidelity. J Appl Clin Med Phys. https://doi.org/10.1002/acm2.12978

Goddard, L., Jeong, K., & Tomé, W. A. (2022). Commissioning and routine quality assurance of the Radixact Synchrony system. Medical Physics, 49(2), 1181–1195. https://doi.org/10.1002/mp.15410

CBCT EXTENDIDO EN TBI: GUÍA DE USO Y COMPARACIÓN CON LA TÉCNICA CONVENCIONAL

Rodríguez Aranda, A. (1); Andrades González, A. (2); Padilla Dominguez, C. R. (2)

(1) Hospital Universitario de Lanzarote Doctor José Molina Orosa; (2) Hospital Universitario de Las Palmas de Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

Este estudio presenta una guía de uso del CBCT Extendido (CBCTExtended) para la verificación de posicionamiento en TBI, así como su comparativa con la forma convencional de posicionamiento más común usada hasta ahora.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evalúa la verificación de posicionamientos de 10 pacientes de TBI usando un acelerador TrueBeam y VarianEclipse16.1 como sistema de planificación de tratamientos (TPS).

Hasta ahora, la verificación convencional de posicionamiento de un paciente de TBI es realizada mediante un CBCT (o con imágenes ortogonales) en cada isocentro, anotando la corrección de desplazamientos (matching) para cada eje (lateral, vertical y longitudinal). Luego, se calcula la media de esas correcciones sobre cada eje teniendo en cuenta todos los isocentros y se aplican manualmente a los matching de cada isocentro por separado durante el tratamiento.

Sin embargo, una innovadora forma de verificación de posicionamiento es usar CBCTExtended: CBCT consecutivos. Para ello, cada isocentro de tratamiento comparte las mismas coordenadas vertical y lateral, donde la longitudinal será la única que variará entre isocentros. En la configuración del plan, el TPS asigna automáticamente las coordenadas Delta lateral, vertical y longitudinal al primer isocentro: el que contiene el campo CBCT. Al resto de isocentros, le asignamos manualmente todas las coordenadas Delta a cero excepto la longitudinal: será la distancia entre isocentros (ver FIGURA 1). En este punto, se realiza una secuencia de CBCT (ver FIGURA 2). Posteriormente, se lleva a cabo una fusión (merge) de todos estos CBCT tomados y se hace matching. Durante el tratamiento, el desplazamiento del paciente será solo longitudinalmente aplicando el Delta Couch Shift.

Para comparar el CBCTExtended con la técnica convencional, se calcula la máxima variación respecto a la media de desplazamientos para cada eje en la técnica convencional y se comparan con los del matching usando CBCTExtended.

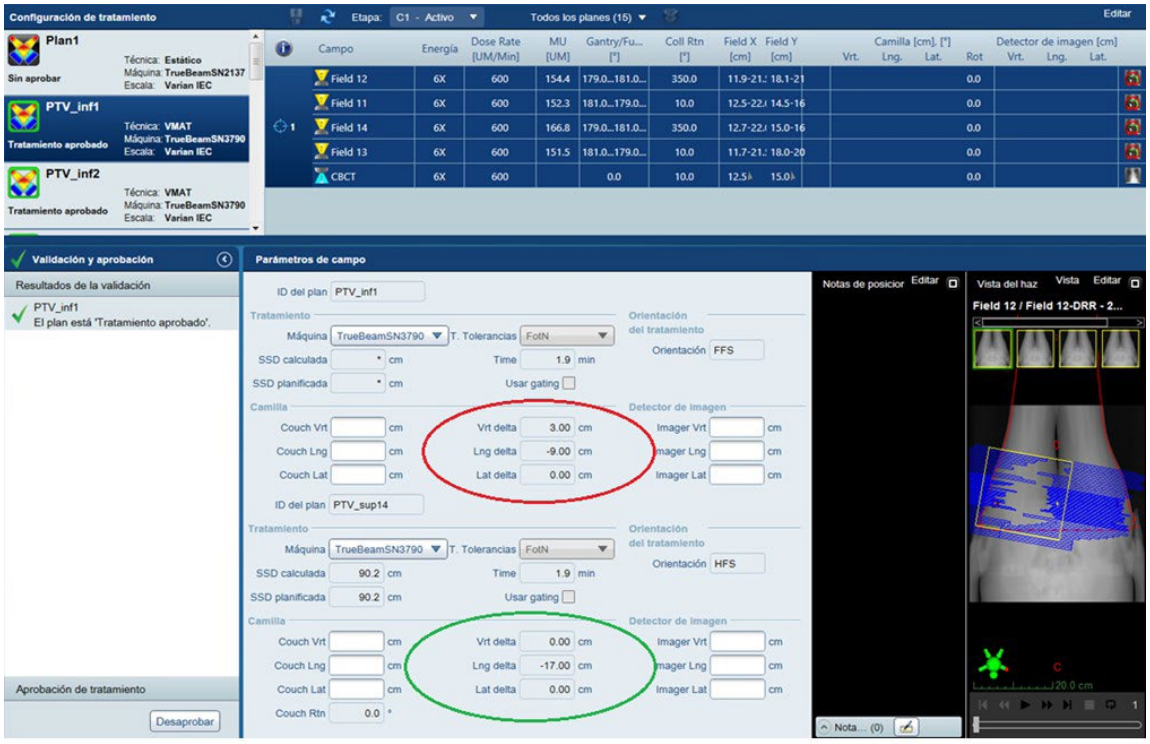


Figura 1. Configuración del plan en Eclipse. Se le asigna solo al primer isocentro el CBCT con sus coordenadas 3D creadas automáticamente por el TPS (círculo rojo). Al resto de isocentros, uno a uno, se les asigna manualmente todas las coordenadas a cero excepto la longitudinal, la cual será la distancia entre isocentros (círculo verde).

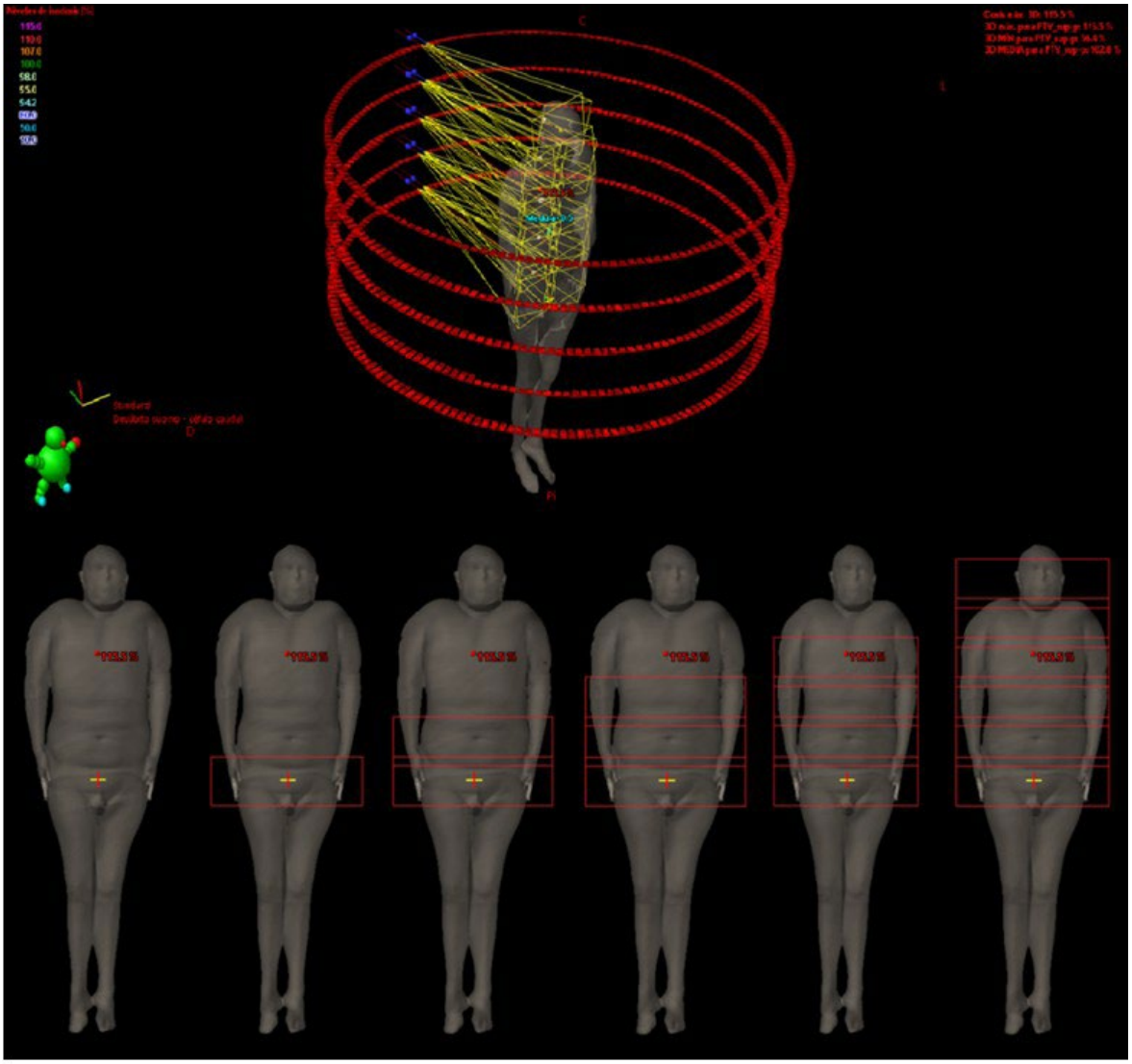


Figura 2. Representación secuencias de CBCT sucesivos con desplazamiento longitudinal fijo de 15.5 cm de distancia con un solape de 2 cm desde el primer isocentro hasta la longitud deseada cubriendo todo el *body* del paciente. En la imagen se muestra el PTV superior en un paciente de TBI.

RESULTADOS

En la técnica convencional se observaron desplazamientos máximos respecto a la media de hasta 0.84 cm en las coordenadas lateral, 0.30 cm en vertical y más de 1 cm en longitudinal. Con el CBCTExtended, estos desplazamientos máximos son de 0.30, 0.11 y 0.45 cm, respectivamente.

Así mismo, los desplazamientos en cada sesión de tratamientos tuvieron una variabilidad máxima de 0.22 cm entre sesiones de tratamiento y en la técnica convencional fueron de hasta más de 1 cm.

DISCUSIÓN

La mejora en precisión es notable con el CBCTExtended respecto a la técnica convencional, con reducciones del 64% en

lateral, 63% en vertical y 55% en longitudinal. Así mismo, los desplazamientos en cada sesión de tratamiento tuvieron una variabilidad máxima de 0.22 cm entre sesiones con el CBCTExtended, en comparación con más de 1 cm en la técnica convencional. Estas mejoras reflejan una mayor precisión y reproducibilidad del tratamiento, optimizando la administración de dosis y reduciendo el riesgo de errores.

CONCLUSIONES

En conclusión, este trabajo supone una guía fácil y práctica del uso del CBCTExtended en la verificación de posicionamiento en TBI. El CBCTExtended aporta un tratamiento mucho más preciso, fiable y reproducible que aquél realizado con la técnica convencional.

EVALUACIÓN TRIDIMENSIONAL DEL DESPLAZAMIENTO PULMONAR: IMPLICACIONES EN EL CÁLCULO DE INCERTIDUMBRE DEL PLAN EN RADIOTERAPIA PULMONAR

Rodríguez Aranda, A. (1); Andrades González, A. (2); Padilla Domínguez, C. R. (2)

(1) Hospital Universitario de Lanzarote Doctor José Molina Orosa; (2) Hospital Universitario de Las Palmas De Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

Este estudio proporciona una evaluación detallada de los desplazamientos pulmonares en los ejes X, Y y Z durante la fase respiratoria.

El objetivo es saber qué valores usar en los ejes X, Y y Z para calcular la incertidumbre del plan de los planes de tratamientos radioterápicos pulmonares evaluando así la robustez dosimétrica.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se utilizó una cohorte de 32 pacientes que fueron sometidos a un TC en fase respiratoria.

Se crea una matriz tridimensional (3D) que representa la diferencia en desplazamientos (desplazamientos delta) en los tres ejes espaciales (X, Y, Z) durante las fases de máxima inhalación y exhalación, usando ECLIPSE como sistema de planificación de tratamiento (TPS).

En cada fase respiratoria, se trazaron perfiles cada 4 cm a lo largo de los cortes axiales (perpendiculares al eje Z- longitudinal), sagitales (perpendiculares al eje X-lateral) y coronales (perpendiculares al eje Y-vertical) (ver FIGURA 1), lo que permitió obtener una matriz 3D de niveles en Unidad Hounsfield (HU) en función de la posición para cada punto pulmonar. La diferencia de estas posiciones en cada fase reveló los desplazamientos delta en centímetros de cada punto en inhalación y exhalación. A continuación, se calculó la media de estos desplazamientos delta para un mismo punto en todos los pacientes y se clasificaron según pulmón (izquierdo o derecho) y ejes: eje Z se divide en tres zonas, eje X e Y se dividen de 3 a 4 zonas según lóbulo.

Por último, se restó 1 cm a los desplazamientos delta debido al margen estándar que se aplica entre el PTV y el CTV con el objetivo de saber el desplazamiento absoluto fuera de PTV.

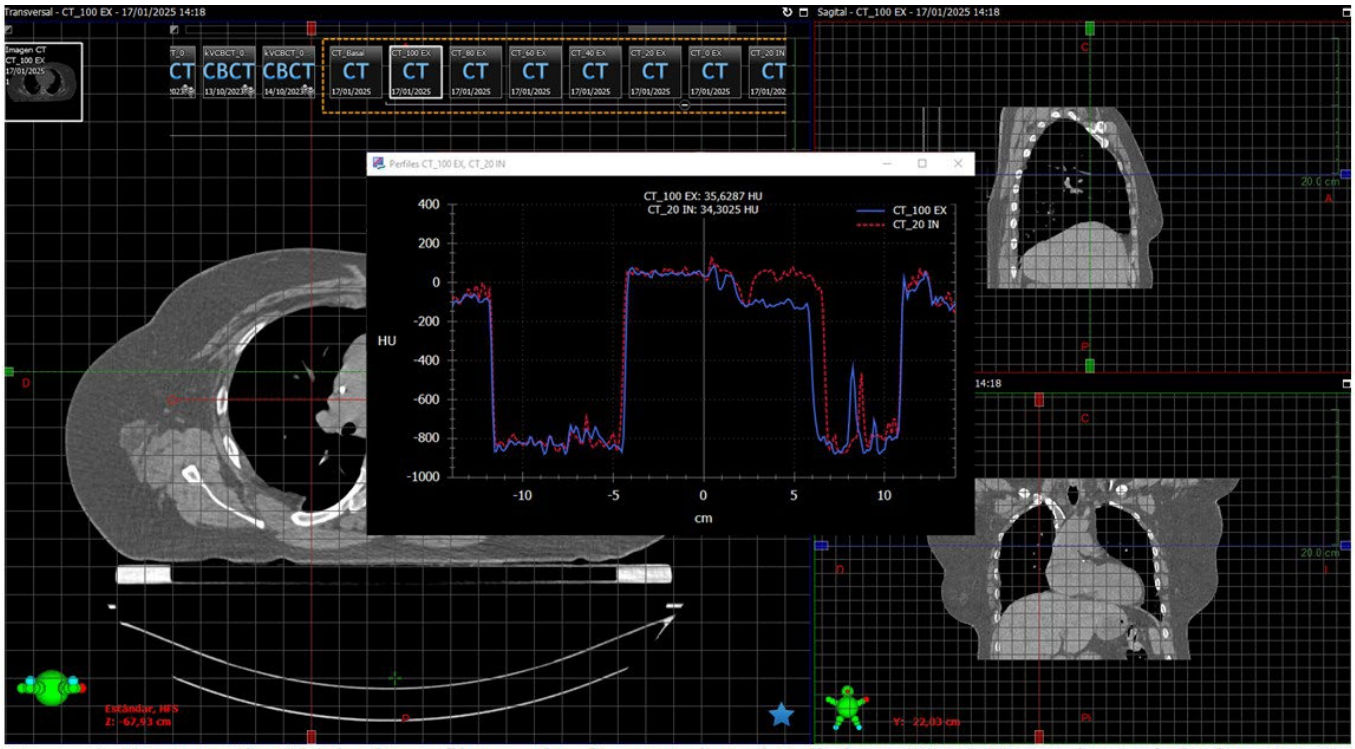


Figura 1. Esquema de cálculo de perfiles en dos fases respiratorias distintas (100_EX: máxima exhalación; 20_IN: inhalación al 20%). En cada vista (axial, coronal y sagital) se muestran con crucetas (líneas discontinuas roja, verde y azul) la intersección con los planos donde se trazan los perfiles cada 4 cm.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 1. La explicamos con un ejemplo:

Al dividir el eje Z en lóbulos y los eje X e Y en cuatro partes, si el PTV se encuentra en el lóbulo superior del pulmón derecho, en la zona 4 lateral (más cerca de corazón) y en zona 4 vertical (más cerca del pecho), los valores (en cm) a usar en el cálculo de incertidumbre del plan serían 0.5 en X, 0.3 en Y y 1.3 en Z (ver marcadores en verde en la TABLA 1).

Pulmón derecho

Lóbulo	Z (Longitudinal)	X (Lateral)	Y (Vertical)	|ΔX máx. −1 (cm)|	|ΔY máx. -1 (cm)|	|ΔZ máx. -1 (cm)|
Superior	1	1	1	0.2	0.0	1.0
		2	2	0.3	0.1	1.1
		3	3	0.4	0.2	1.2
		4	4	0.5	0.3	1.3
Medio	2	1	1	1.0	0.7	2.3
		2	2	1.1	0.8	2.4
		3	3	1.2	0.9	2.5
Inferior	3	1	1	1.6	1.2	3.5
		2	2	1.7	1.3	3.6
		3	3	1.8	1.4	3.7

Pulmón izquierdo

Lóbulo	Z (Longitudinal)	X (Lateral)	Y (Vertical)	|ΔX máx. -1 (cm)|	|ΔY máx. -1 (cm)|	|ΔZ máx. -1 (cm)|
Superior	1	1	1	0.0	0.1	0.8
		2	2	0.1	0.0	0.9
		3	3	0.2	0.1	1.0
		4	4	0.3	0.2	1.1
Inferior	2	1	1	0.6	0.3	2.0
		2	2	0.7	0.4	2.1
		3	3	0.8	0.5	2.2
	3	1	1	1.1	0.6	3.0
		2	2	1.2	0.7	3.1
		3	3	1.3	0.8	3.2

Tabla 1. Desplazamientos delta máximos (en cm) en cada zona pulmonar. Se clasifican según pulmón (izquierdo o derecho) y ejes: eje Z (longitudinal) se divide en tres partes o zonas (parte 1: lóbulo superior; parte 2: lóbulo medio; parte 3: lóbulo inferior), eje Y (vertical) se divide de 3 a 4 zonas (zonas 3 y 4 las más cercana a pecho), eje X (lateral) se divide de 3 a 4 zonas (zonas 3 y 4 como las más cercanas a corazón).

DISCUSIÓN

Los mayores desplazamientos ocurrieron en el pulmón derecho, particularmente en el lóbulo inferior, alcanzando hasta 3.7 cm en la dirección cráneo-caudal (eje Z), debido a la acción del diafragma. En comparación, los desplazamientos en el lóbulo superior fueron menores, con un máximo de 1.3 cm. En el pulmón izquierdo, los desplazamientos fueron más pequeños, alcanzando un máximo de 3.2 cm en el lóbulo inferior. Los desplazamientos laterales (eje X) y verticales (eje Y) fueron menores que los cráneo-caudales (eje Z).

CONCLUSIONES

Este estudio cuantifica y clarifica los desplazamientos pulmonares en los ejes X, Y y Z para ser usados en el cálculo de incertidumbre de los planes de tratamiento radioterápicos, destacando el posible impacto en la robustez del plan dosimétrico.

MEJORANDO LA PRECISIÓN DEL POSICIONAMIENTO EN RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA DE ISOCENTRO ÚNICO PARA METÁSTASIS CEREBRALES MÚLTIPLES MEDIANTE VERIFICACIÓN POR RAYOS X ACTIVADA POR EL GANTRY: HACIA UNA ESTRATEGIA SIN MÁRGENES

Gutiérrez Ruiz, A. (1); Gevaert, T. (1); Boussaer, M. (1); Everaert, T. (1); Ferro Teixeira, C. (1); De Ridder, M. (1)
(1) UZ Brussel

INTRODUCCIÓN

La radiocirugía estereotáctica (SRS) con isocentro único basada en acelerador lineal es una modalidad de tratamiento establecida para metástasis cerebrales múltiples. Esta técnica puede presentar una mayor sensibilidad a errores rotacionales y traslacionales. En consecuencia, IGRT (guía por imagenes) para la gestión del movimiento se ha vuelto fundamental, proporcionando una mayor certeza en el posicionamiento del paciente. El objetivo de este estudio fue analizar los errores de posicionamiento intra-fracción medidos durante la irradiación, su impacto en la dosis administrada y reevaluar los márgenes utilizados para compensar la incertidumbre en el posicionamiento.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se incluyeron retrospectivamente 33 pacientes consecutivos, correspondientes a 127 lesiones cerebrales y 356 arcos de tratamiento. Los tratamientos se planificaron con DCA (arcoterapia conformada dinámica) no coplanar, utilizando tanto una estrategia con margen como sin margen en los volúmenes objetivos. Los errores de posicionamiento intra-arco se midieron mediante radiografías estereoscópicas (ExacTrac Dynamic, Brainlab), activadas por la posición del gantry durante la administración del arco. Siempre se aplicaron correcciones de la mesa superiores a 0.7 mm y 0.5°. Se analizó la información de posicionamiento intra-arco y se evaluó el impacto de los errores de posicionamiento en la dosis, aplicando los errores medidos en cada arco a sus respectivas distribuciones de dosis y reconstruyendo una dosis total administrada realista.

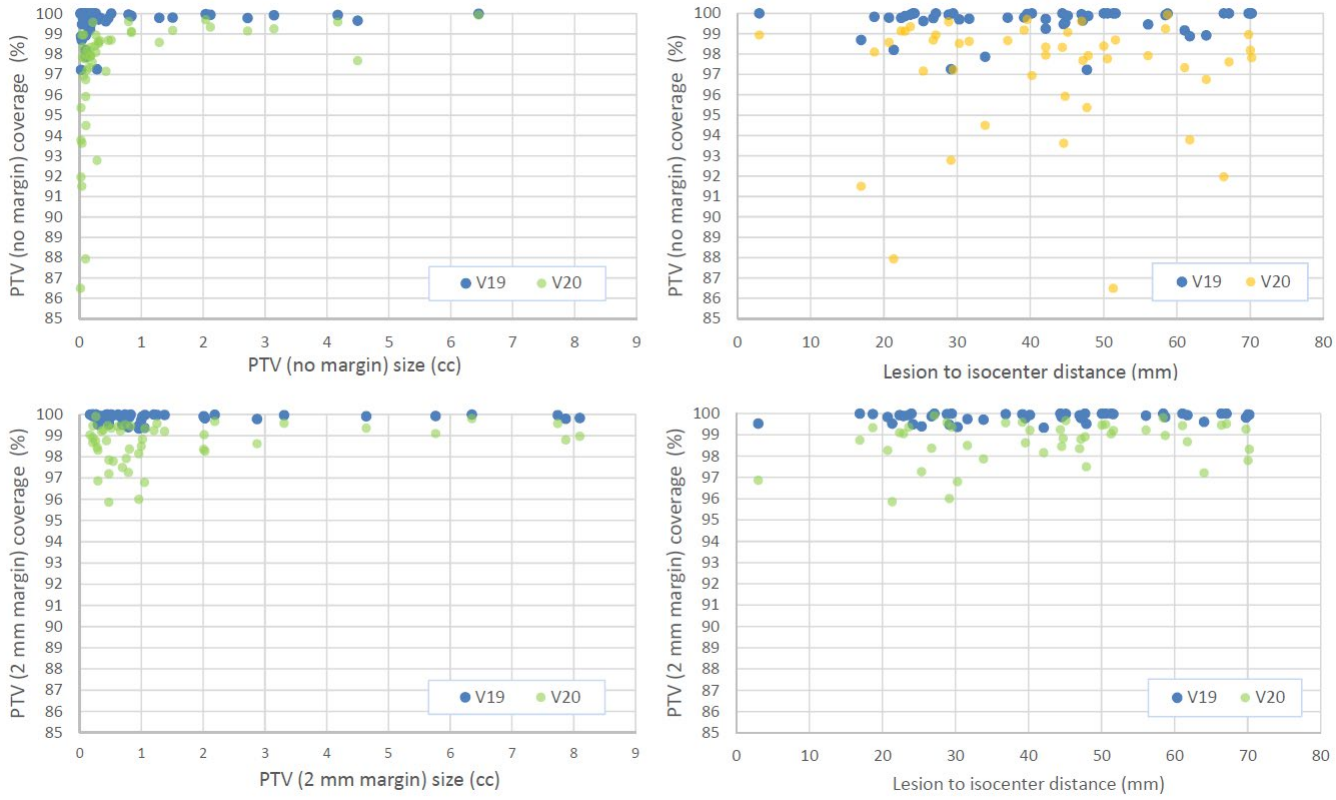
RESULTADOS

Los errores residuales medianos fueron de 0.10 mm, 0.13 mm y 0.08 mm para las direcciones lateral, longitudinal y vertical, y de 0.10°, 0.08° y 0.13° para los ángulos de pitch, roll y yaw, respectivamente. El 90% de los arcos de tratamiento presentaron desplazamientos inferiores a 0.4 mm y 0.4° en todas las direcciones. Se encontró que el desplazamiento 3D fue inferior a 1 mm en el 99% de los arcos estudiados.

El impacto dosimétrico del movimiento mostró mayores pérdidas de cobertura en los volúmenes objetivo más pequeños. La cobertura de la prescripción en al menos el 98% del volumen objetivo se cumplió en el 92.1% de los volúmenes planificados con un margen de 2 mm y en el 81.9% de los planificados sin margen. Todos los volúmenes objetivo recibieron al menos el 95% de la dosis prescrita en el 95% de su volumen, incluso cuando fueron planificados sin márgenes. No se encontró correlación entre la pérdida de cobertura y la distancia de la lesión al isocentro.

CONCLUSIONES

Los errores intra-fracción medidos durante la irradiación fueron notablemente bajos, con un impacto dosimétrico que mostró una cobertura aceptable del volumen objetivo al aplicar estos errores intra-arco a las distribuciones de dosis de los arcos de tratamiento individuales. Mediante una inmovilización adecuada, monitorización por imagen intra-fracción antes y durante la irradiación, y la aplicación de una estricta estrategia de detención del haz para prevenir errores de posicionamiento, no es necesario añadir márgenes para compensar el movimiento intra-fracción. Sin embargo, para lesiones muy pequeñas (<0.1 cc), la adición de un margen puede seguir siendo beneficiosa.



COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA EN OARS EN TRATAMIENTOS DE MAMA IZQUIERDA RHEMA: DIBH FRENTE RESPIRACIÓN LIBRE

Ortega González, A. (1); Carrasco Sánchez, R. M. (1); Corbalán Mirete, A. (1); Suarez Arteaga, J. (1); Martinez Albaladejo, M. (1); Ramos Amores, D. (1); Puchades Puchades, V. (1); Salinas Ramos, J. (1); Ros Braquehais, M. B. (1); Serna Berna, A. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena;

INTRODUCCIÓN

La dosis en corazón es un factor de riesgo importante en tratamientos radioterápicos de mama izquierda. Para minimizar esta dosis se separa el corazón del PTV mediante la técnica de inspiración forzada mantenida (DIBH, Deep Inspiration Breath Hold). Recientemente se ha publicado que la dosis en la arteria coronaria descendente lateral izquierda (LAD, left anterior descending) es más relevante para la toxicidad que la dosis en corazón.

El objetivo es comparar dosimétricamente la técnica DIBH frente a respiración libre en tratamientos de mama izquierda, en los órganos de riesgo (OARs) más relevantes: corazón, LAD y pulmón izquierdo.

MATERIAL Y MÉTODOS

:Seleccionamos 31 pacientes de mama izquierda con técnica DIBH y esquema de fraccionamiento RHEMA (26 Gy en PTV y 29 Gy en Boost en 5 fracciones). Tanto el planificador, Eclipse (v16.1) con algoritmo de cálculo Acuros AXB, el acelerador Truebeam como el dispositivo de gating son de Varian Medical Systems.

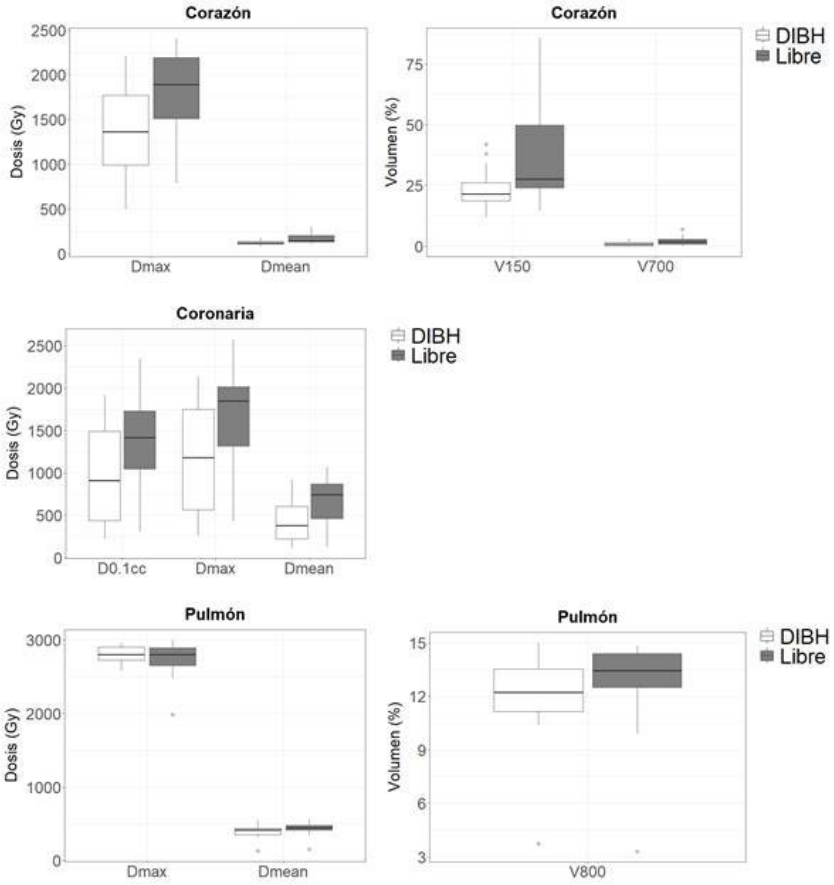
Durante la simulación se obtienen dos conjuntos de imágenes, DIBH y respiración libre. Se planifica cada paciente en ambos sets de imágenes. La geometría del plan, en ambos casos, es de 2 arcos parciales VMAT, 6XFFF. Para que los planes sean aceptados en el análisis comparativo deben cumplir el recubrimiento en PTVs: V95%>=98% y V107%<2%.

Para cada paciente se obtienen las métricas DVH según protocolo de nuestro centro: corazón (Dmedia, V1.5Gy, V7Gy), pulmón izquierdo (Dmedia, V8Gy). El contorno de LAD se pintó retrospectivamente, por lo que no se incluyó en el proceso de optimización. Para LAD evaluamos dosis media (Dmedia) y dosis máxima (Dmáx).

La significación estadística se analiza usando el test de rangos con signo de Wilcoxon para muestras apareadas ($p<0.05$).

RESULTADOS

Observamos una disminución significativa ($p<<0.05$) a favor de la técnica DIBH en todas las métricas DVH para los OARs analizados (figura 1). En corazón, Dmedia disminuye 25% (1.7 Gy Respiración libre vs 1.2 Gy DIBH), V1.5Gy disminuye 37% (36.8 Gy vs 23.1Gy), V7Gy disminuye 55% (2.1Gy vs 0.9Gy). En LAD, Dmedia disminuye un 34% (6.6Gy vs 4.3Gy). En pulmón izquierdo, Dmedia desciende un 10% (4.4Gy vs 4.0Gy), V8Gy desciende un 7% (13Gy vs 12 Gy).



DISCUSIÓN

La técnica DIBH en pacientes de mama izquierda reduce significativamente la dosis en corazón y en LAD. Disminuyendo la probabilidad de eventos cardíacos adversos. En nuestro estudio la LAD se contorneó retrospectivamente, y, aun así, la disminución de dosis respecto al plan de respiración libre es significativa. Por tanto, si la LAD se contorneara prospectivamente, se podría reducir aún más la dosis al incluirla en la optimización del plan de tratamiento.

En nuestro centro, las mamas sin DIBH, se tratan con IMRT porque nuestro planificador no permite el uso automatizado de Skin-Flash en la fluencia para tener en cuenta la respiración de la paciente durante el tratamiento. En cambio, con la DIBH, la poca variación del contorno de la paciente durante el tratamiento, permite emplear VMAT, reduciendo los tiempos de tratamiento.

CONCLUSIÓN

Consideramos que la DIBH reduce la toxicidad cardiaca en pacientes de mama izquierda, mejorando la dosimetría en corazón y en LAD.

DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN MÓVIL PARA LA GESTIÓN DE INTERRUPCIONES EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA: CÁLCULO AUTOMATIZADO DE LA DOSIS BIOLÓGICAMENTE EFECTIVA (BED)

Díaz Martín, A. (1); Melián Jiménez, M. (1); Estrada Pastor, O. (1)
(1) Hospital Universitario Gran Canaria Dr. Negrín

INTRODUCCIÓN

La planificación y administración precisa de tratamientos de radioterapia son fundamentales para garantizar resultados clínicos óptimos. Las interrupciones, ya sean accidentales o planificadas, pueden afectar negativamente la efectividad del tratamiento. En este contexto, se desarrolló una aplicación móvil para dispositivos Android (con planes de expansión a iOS y PC) diseñada para facilitar el cálculo y la gestión de estas interrupciones, optimizando los valores de Dosis Biológicamente Efectiva (BED) tanto para el tumor como para los órganos en riesgo (OAR).

MATERIAL Y MÉTODOS

La aplicación permite a los usuarios introducir datos iniciales del tratamiento, como el fraccionamiento, la dosis y la fecha de inicio. Con esta información, genera automáticamente un calendario con los días programados de tratamiento y calcula el BED inicial para el tumor y los OAR. Además, el sistema ofrece herramientas para gestionar interrupciones mediante ajustes automáticos o manuales de parámetros como los factores de tiempo, las relaciones alfa/beta, el número de fracciones o la dosis por fracción. Estas funciones permiten recalcular el BED instantáneamente para aproximarlo al plan inicial, manteniendo valores aceptables para los OAR.

RESULTADOS

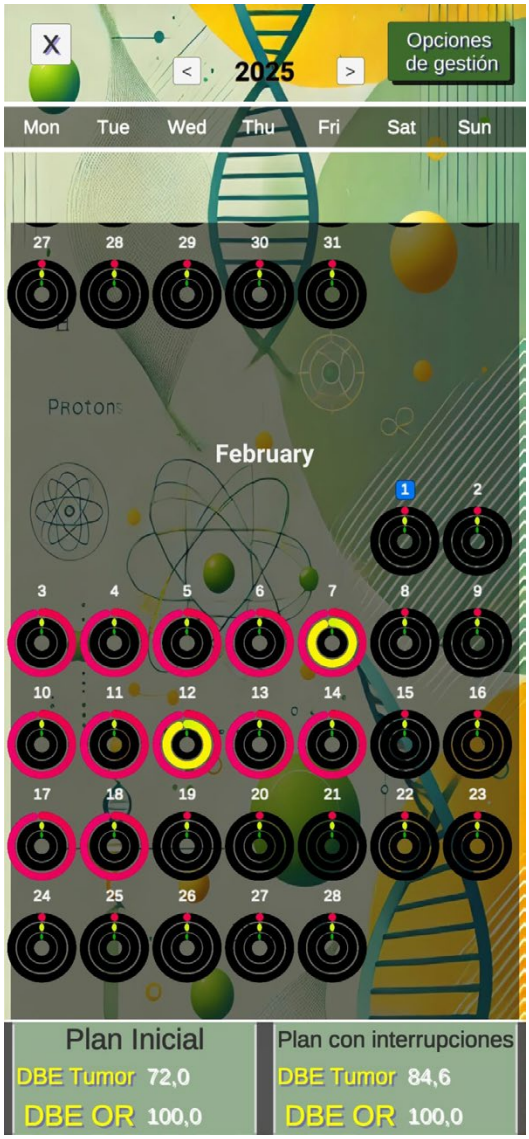
La aplicación proporciona cálculos precisos de BED tras incorporar interrupciones accidentales o planificadas, mostrando automáticamente las modificaciones necesarias para recuperar el equilibrio entre el BED del tumor y el de los OAR. Para facilitar la toma de decisiones clínicas, los usuarios pueden añadir sesiones dobles para evitar prolongaciones del tratamiento inicial, o explorar otras estrategias basadas en ajustar diferentes parámetros del plan, como dosis por fracción o número de fracciones.

DISCUSIÓN

La aplicación tiene el potencial de convertirse en un apoyo significativo para los profesionales que deseen mitigar los efectos adversos que generan las interrupciones en tratamientos radioterápicos. Gracias a su capacidad para realizar cálculos de BED de forma automatizada y sistemática, los usuarios pueden analizar y comparar rápidamente el impacto de las diferentes estrategias sugeridas automáticamente, o los cambios introducidos manualmente, sobre el tumor y los órganos en riesgo. Esto proporciona un enfoque más técnico y eficiente para optimizar las decisiones clínicas, reduciendo la carga de trabajo asociada a cálculos manuales complejos y mejorando la precisión de los ajustes en los tratamientos.

CONCLUSIONES

La aplicación móvil ofrece un sistema eficiente y fácil de usar para calcular y gestionar interrupciones en radioterapia, garantizando que el BED del tumor sea lo más similar posible al plan inicial y manteniendo niveles seguros en los OAR. Su expansión a otras plataformas ampliará su utilidad en el ámbito clínico.



REVISIÓN DEL FLUJO DE TRABAJO EN EL EMPLEO DE LA SGRT

Obesso De Diego, A. (1); Botella, P. (1); Roch González, M. (1); Gallego Molina, C. (1); Castro Tejero, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Paradela Diaz, G. (1); Simón De Blas, R. (1)
(1) Hospital Universitario de la Princesa

INTRODUCCIÓN

El registro de un ciclo respiratorio reproducible es crítico cuando se realiza la adquisición de TC 4D. En este trabajo se analiza en primer lugar, la posible influencia en la reproducibilidad del ciclo respiratorio con pequeños cambios en la angulación de la cámara detectora respecto al ángulo con el que se realizó su calibración en el TC. Y en segundo lugar, se calcula el ángulo entre la cámara y la mesa de tratamiento, lo que permitirá comprobar con antelación si un paciente puede tratarse con SGRT o no.

MATERIALES Y MÉTODOS

La sala de simulación dispone del sistema de gating respiratorio RPM (Real-time Position Management) de Varian con una cámara que se fija en la camilla cuando se realizan TC 4D. En primer lugar se realiza la calibración de la cámara colocando el bloque marcador del RPM en una posición detectable para la cámara. A continuación sin mover la cámara, se simula un tratamiento posicionando el bloque en la plataforma de movimiento respiratorio programable QUASAR y se registra el ciclo respiratorio. Por último, se registran ciclos respiratorios habiendo realizado cambios controlados en la angulación de la cámara (menos de 35°).

En la sala de tratamiento, el sistema de SGRT cuenta con una cámara fijada al techo. Para poder conocer el ángulo entre la mesa y la cámara, el bloque marcador RPM se colocó en diferentes posiciones del eje longitudinal y vertical localizando así, puntos donde la cámara no es capaz de detectar el marcador.

RESULTADOS

La amplitud del ciclo respiratorio varía menos del 1% tras modificar la angulación de la cámara respecto a la de la calibración.

El ángulo estimado entre la cámara y la mesa de la sala de tratamiento es de 30°.

CONCLUSIONES

Los cambios en la angulación de la cámara tras la calibración no afectan significativamente a la curva respiratoria.

La posición longitudinal del RPM es crítica para la monitorización de la curva respiratoria. Debido a la pequeña angulación entre la cámara y la mesa, se recomienda colocar el RPM lo más caudal posible al paciente para obtener un mayor rango de colocación del isocentro de tratamiento.

PUESTA EN FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE SGRT ALIGNRT EN UN TRUEBEAM. PRUEBAS DE ESTABILIDAD Y EXACTITUD

Sánchez Rodríguez, A. (1); Suárez Gómez, S. (1); Garcia Garcia, J. A. (1)
(1) Hospital Universitario Torrecárdenas

La radioterapia guiada por superficie permite detectar la superficie del paciente mediante radiación no ionizante con sistemas no invasivos. Dado que su uso no implica una dosis añadida al paciente, sus principales aplicaciones son el posicionamiento inicial del paciente y el seguimiento del movimiento intrafracción, que, junto al incrementado uso de técnicas de intensidad modulada, son factores influyentes en la distribución de dosis absorbida. Por tanto, es fundamental asegurar la estabilidad y la exactitud del sistema en el posicionamiento y en la detección de movimiento.

MATERIALES-MÉTODOS

Además de verificar la funcionalidad del sistema, se realizan las siguientes pruebas para el comisionado del sistema de SGRT, AlignRT (VisionRT), en un Truebeam (Varian) siguiendo los procedimientos recomendados por el grupo de trabajo de la SEFM sobre SGRT basado en el TG-147 de la AAPM utilizando el fantoma RUBY(PTW), M1, y un maniquí antropomórfico de cabeza, M2:

- Estabilidad intrafracción (P05)
- Reproducibilidad interfracción (P06)
- Exactitud en la detección de desplazamientos (P08)
- Exactitud en la detección de desplazamientos con giro de mesa (P09) End-to-End (P10)

RESULTADOS-DISCUSIONES

Se evalúa la estabilidad del sistema monitoreando durante 30 min el fantoma de cabeza y recogiendo gráficas de los desplazamientos en cada uno de los 6 grados de libertad siendo la magnitud del vector desplazamiento ≤0,5 mm/0,5° (Figura1).

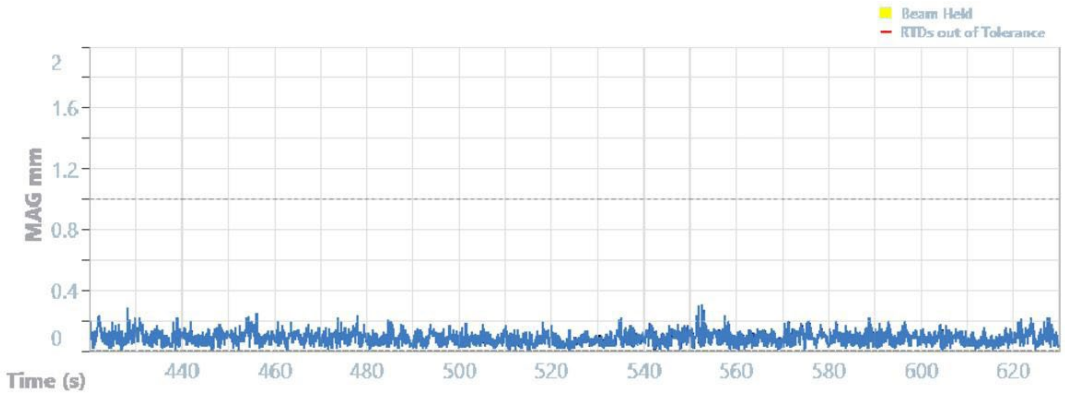


Figura 1: Fluctuaciones detectadas por el sistema de SGRT de la magnitud del vector desplazamiento.

Se determina la desviación estándar para evaluar la reproducibilidad de posicionamiento y la máxima diferencia entre desplazamientos aplicados y correcciones obtenidas con CBCT para la exactitud (Tabla1).

Prueba	Maniquí	Parámetro	Grado de libertad			Tolerancia
P06	M1	Reproducib. (STD)	x (mm)	y (mm)	z (mm)	
			0,64	0,50	0,42	< 0,5 mm (3)
			Rot (º)	Pitch (º)	Roll (º)	
			0,08	0,19	0,16	< 0,5º (3)
P06	M2	Reproducib. (STD)	x (mm)	y (mm)	z (mm)	
			0,25	0,11	0,11	< 0,25 mm (2)
			Rot (º)	Pitch (º)	Roll (º)	
			0,16	0,07	0,17	< 0,25º (2)
P08	M1	Exactitud (Máx. Dif.)	x (mm)	y (mm)	z (mm)	
			0,1	0,2	0,1	< 0,5 mm (1)
			Rot (º)	Pitch (º)	Roll (º)	
			0,1	---	---	< 0,5º (1)
P09	M2	Exactitud (Máx. Dif.)	Rot (º)	Pitch (º)	Roll (º)	
			0,3	---	---	< 0,5º (1)
P10	M2	Exactitud (Máx. Dif.)	x (mm)	y (mm)	z (mm)	
			0,50	0,30	0,20	< 0,5 mm (2)
			Rot (º)	Pitch (º)	Roll (º)	
			0,4	0,2	0,2	< 0,5º (2)
		Reproducib. (STD)	x (mm)	y (mm)	z (mm)	
			0,22	0,15	0,08	< 0,25 mm (2)
			Rot (º)	Pitch (º)	Roll (º)	
			0,16	0,09	0,11	< 0,25º (2)

Tabla 1: Tolerancias para tratamientos (1) estereotácticos de sesión única, (2) estereotácticos y (3) convencionales

La principal propiedad del fantoma utilizado en sistemas de SGRT, aparte del color y reflectividad, es que tenga una topografía suficiente para una buena monitorización del mismo. Su influencia se puso de manifiesto durante la realización de algunas pruebas del comisionado.

La prueba P06 se llevó a cabo con un maniquí de geometría sencilla siguiendo las recomendaciones del procedimiento obteniendo resultados para la reproducibilidad en el posicionamiento del eje lateral fuera de la tolerancia para tratamientos convencionales. Sin embargo, al repetir la prueba utilizando el fantoma de cabeza se consiguieron resultados en tolerancia incluso para tratamientos estereotácticos.

La topografía del maniquí también puede afectar a la capacidad del sistema de discernir entre traslaciones y rotaciones. Este problema se observó en la exactitud de detección de movimientos con giros de mesa isocéntricos (P09) a partir de ±30° al utilizar el maniquí M1 dada su geometría simétrica por lo que la prueba se realizó finalmente con M2 con el que el sistema es capaz de realizar el seguimiento detectando la rotación de mesa en el rango ±90°.

CONCLUSIONES

Se ha implementado satisfactoriamente el primer sistema de SGRT en el servicio cumpliendo estándares nacionales para su uso en conjunto con IGRT en tratamientos estereotácticos de sesión única verificando como indica el TG-147 la precisión en los desplazamientos y la coincidencia con modalidades de imagen (CBCT y MV) y el isocentro de tratamiento.

Durante la puesta en marcha se observa que se obtienen mejores resultados con el fantoma antropomórfico y que, además, solventa el problema de ciertos fantomas simétricos invariantes a rotaciones.

LA COMPLEJIDAD COMO PREDICTOR DE LOS RESULTADOS DE QA EN LESIONES ÚNICAS TRATADAS CON HYPERARC

Bartrés Salido, A. (1); Alba Escorihuela, V. (1); García Apellániz, N. (1); Panzuela Perez, S. (1); Puertolas Hernandez, J. R. (1); Gonzalez Lizarraga, Í. (1); Alonso Etxarri, M. (1); Fernandez Leira, C. (1); Pastor Sanchis, V. (1); Erzilbengoa, M. (1); Lozano Flores, F. J. (1)
(1) Onkologikoa / Hospital Universitario Donostia

INTRODUCCIÓN

En los aceleradores Varian TrueBeam, tanto en la versión estándar de MLC como en la versión HD, existe la capacidad de generar planes de radiocirugía estereotáctica basados en una plantilla predefinida dentro del sistema de planificación.

Se evalúa el denominado *Aperture Shape Controller* (ASC), cuyo objetivo es generar aperturas más grandes de MLC sin crear segmentos excesivamente pequeños. El segundo parámetro analizado es la limitación de unidades de monitor totales del plan, lo que también afecta indirectamente las aperturas del MLC.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se generaron un total de 23 planes HyperArc en un acelerador Varian TrueBeam HD, todos consistentes en lesiones únicas de tamaño entre 0.5 cc y 32.7 cc.

Inicialmente, se generó un plan sin restricciones, donde solo se incluyó la limitación de dosis máxima y el parámetro de Normal Tissue Objective (NTO) en la optimización para ayudar con la conformidad de la dosis.

Para los planes generados con el Aperture Shape Controller (ASC) y la limitación de unidades de monitor (plan MU), se mantuvieron los mismos parámetros de optimización, y el parámetro ASC se configuró en “Muy Alto” (nivel más alto), mientras que las unidades de monitor se restringieron a la mitad del total propuesto en el plan sin restricciones.

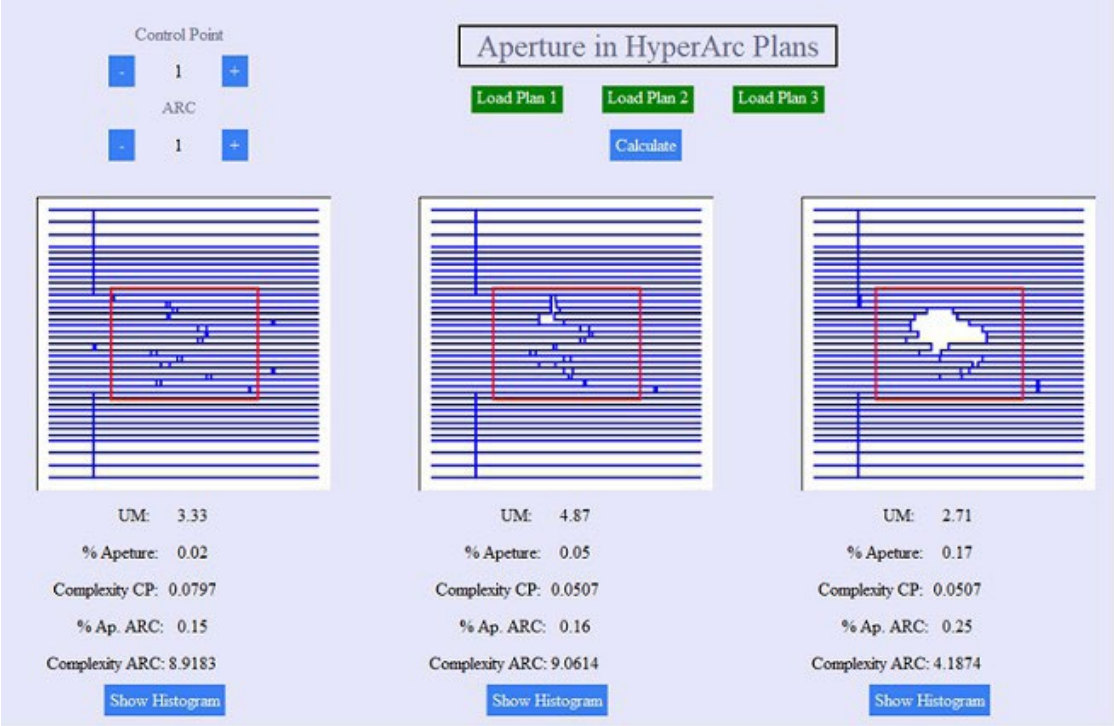
Las mediciones de QA se realizaron con el dispositivo PTW Octavius4D y la cámara de ionización Semiflex 3D. La complejidad se calculó utilizando la fórmula de Younge et al. donde:

MU : Unidades de monitor del plan completo MUk: Unidades de monitor del k- punto de control

Amlck: Área definida por el MLC en cada punto de control

Ajawsk: Área definida por las mandíbulas en cada punto de control

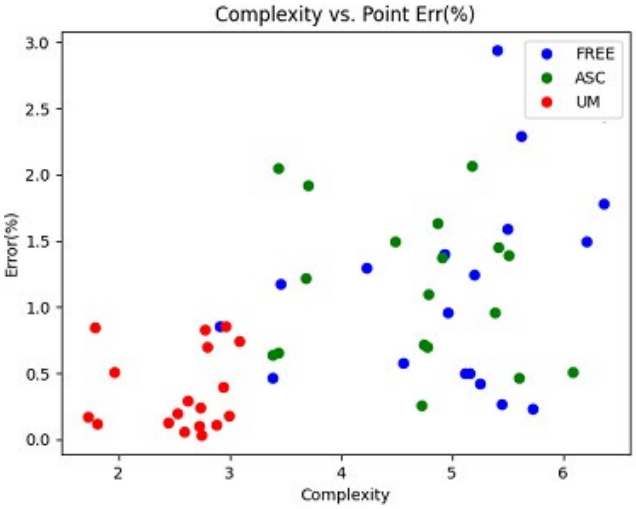
Se ha diseñado un software para la visualización de las aperturas del MLC y el cálculo de la complejidad simultáneamente de los tres planes generados.

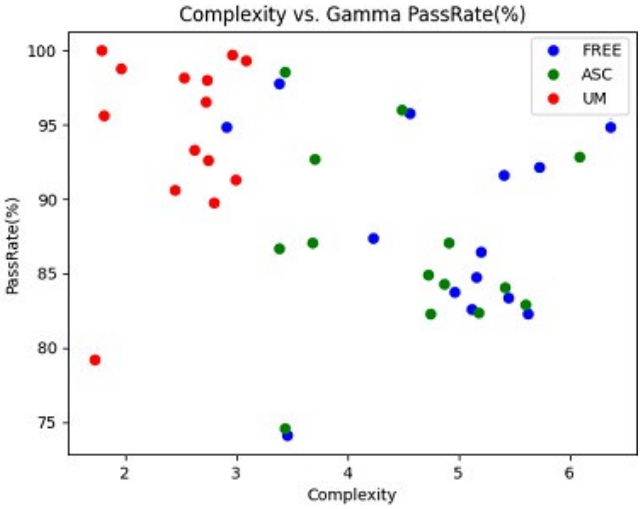


$$M = \frac{1}{MU}\sum_{k=1}^{N_{CP}} MU_k \cdot \frac{A_{MLCk}}{A_{JAWSk}}$$

RESULTADOS

Aunque los resultados individuales están todos dentro de tolerancia, en los casos de los planes FREE y ASC, la dispersión es mucho mayor que en el caso de los planes UM. En las mediciones de Octavius4D, excepto en un caso, los resultados de los planes UM siempre están por encima del 90% de los criterios de gamma utilizados (2%, 1mm). En los planes FREE y ASC, la mayoría de los resultados están por debajo del 85%.





CONCLUSIONES

Podemos concluir que, sin afectar la dosimetría, se puede obtener un predictor de los resultados de la DQA del paciente. Finalmente, tanto para las mediciones puntuales como en el Octavius4D, hay una clara estabilidad en los resultados obtenidos cuando se reduce la complejidad del plan. Para complejidades medias o altas, la dispersión en los resultados es amplia, confirmando la posibilidad de predecir el resultado de una prueba de calidad dada la complejidad del plan.

SOFTWARE DE CÓDIGO ABIERTO PARA QA ESPECÍFICO DEL PACIENTE EN TRATAMIENTOS HDR

Bartrés Salido, A. (1); Alba Escorihuela, V. (1); García Apellániz, N. (1); Panzuela Perez, S. (1); Gonzalez Lizarraga, I. (1); Puertolas Hernandez, J. R. (1); Alonso Etxarri, M. (1); Fernandez Leira, C. (1); Erzilbengoa, M. (1); Lozano Flores, F. J. (1)
(1) Onkologikoa / Hospital Universitario Donostia

INTRODUCCIÓN

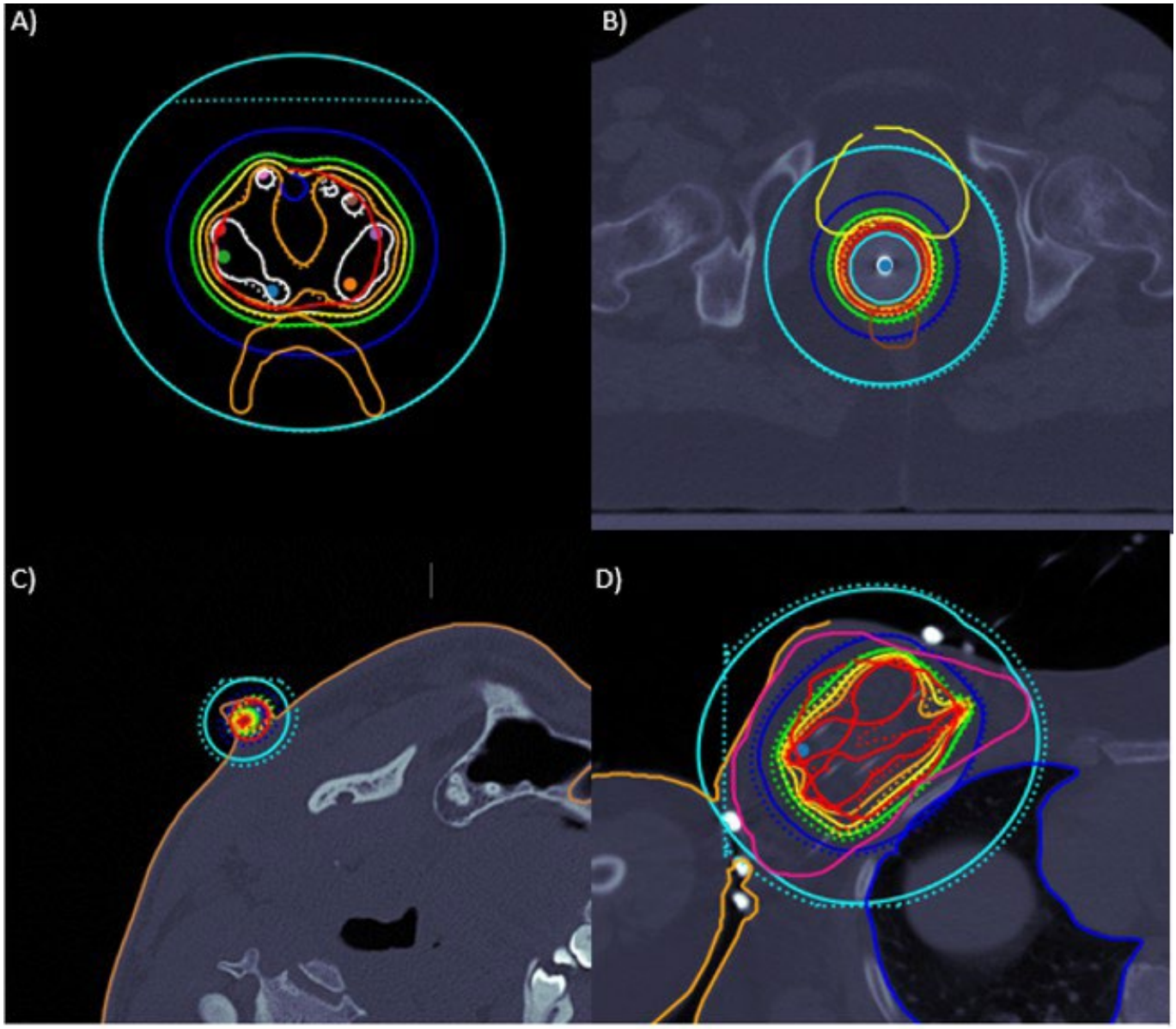
Históricamente, en los tratamientos de radioterapia con aceleradores lineales, han existido varios métodos para la verificación dosimétrica de estos tratamientos. Uno de estos métodos es el cálculo doble, que, en resumen, se basa en recalcular las dosis recibidas considerando los parámetros del plan establecido. En braquiterapia, específicamente en tratamientos HDR, todos estos métodos son técnicamente inviables o no se han desarrollado lo suficiente. El presente software tiene como objetivo proporcionar un nuevo cálculo para los tratamientos, basado en los archivos generados a partir del plan del TPS. Este cálculo, a diferencia de los desarrollados actualmente de manera no comercial, no se basa únicamente en verificar los tiempos totales de tratamiento, el número de catéteres, la actividad de la fuente o calcular en un solo punto. Este software realiza un cálculo sobre todo el volumen 3D y lo compara con lo que se ha calculado en el TPS.

MATERIALES Y MÉTODOS

El software se ha desarrollado utilizando el lenguaje de programación de código abierto Python junto con algunas de sus bibliotecas también de código abierto. El software incluye tablas para los factores de anisotropía y factores de distancia para los cálculos. Para lograr tiempos de cálculo aceptables y prácticos, se generaron previamente varios "*kernels*" que abordan diferentes situaciones geométricas. Para el cálculo, solo es necesario proporcionar los archivos RTDose, RTStruct y RTPlan. Las imágenes no son necesarias, ya que el cálculo en HDR siempre se realiza en agua; las imágenes sirven como guía para el pintado y la visualización.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos muestran una alta concordancia con las dosis exportadas desde el planificador en todos los casos y geometrías. Una vez que el usuario obtiene el resultado, puede mostrar diferentes visualizaciones además de las isodosis, como las diferencias de dosis, por ejemplo. Numéricamente, por defecto, se calculan diferentes indicadores dosimétricos dependiendo de la localización, pero el usuario puede agregar otros cálculos tanto para dosis como para volumen e incluirlos en el informe final. Finalmente, se genera un informe con el nombre del usuario que lo creó.



A)Live planning prostate. B)Cervix. C)Keloid. D)Partial Breast Treatment

CONCLUSIONES

Se proporciona una herramienta para la verificación dosimétrica de todos los pacientes HDR, ofreciendo la opción de verificar los tratamientos directamente en la sala de tratamiento, por ejemplo, durante la planificación en tiempo real de tratamientos para próstata.

APLICACIÓN DE LA GUÍA PARA EL CONTROL DE CALIDAD Y SEGURIDAD DE LOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN Y PLANES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA AL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONACO

García, A. (1); Vera Tena, D. (2); Gonzalez Gonzalez, E. (2); López Blanco, P. (2); Ortega Pardina, P. (2); Barranco López, A. (2); Calvo Carrillo, S. (2)

(1) Hospital Clínico Universitario de Zaragoza; (2) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza

INTRODUCCIÓN

Tras la publicación en 2024 del documento mencionado en el título,se ha procedido a poner en práctica las recomendaciones en lo referente al sistema de planificación puesto en marcha recientemente en nuestro centro. El objetivo del trabajo es presentar los resultados obtenidos y las ventajas que presenta estructurar y documentar la información obtenida.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado la puesta en marcha del sistema de planificación de tratamientos (TPS) Monaco v6.1 (Elekta), algoritmo de cálculo pMC asociado a un acelerador VersaHD (Elekta) con cuatro energías de fotones (6 y 10 MV con y sin filtro) .

Siguiendo las recomendaciones SEFM se han desarrollado pruebas y recopilado información para documentar el estado de referencia inicial (ERI) con un informe que sigue el modelo propuesto en el documento.

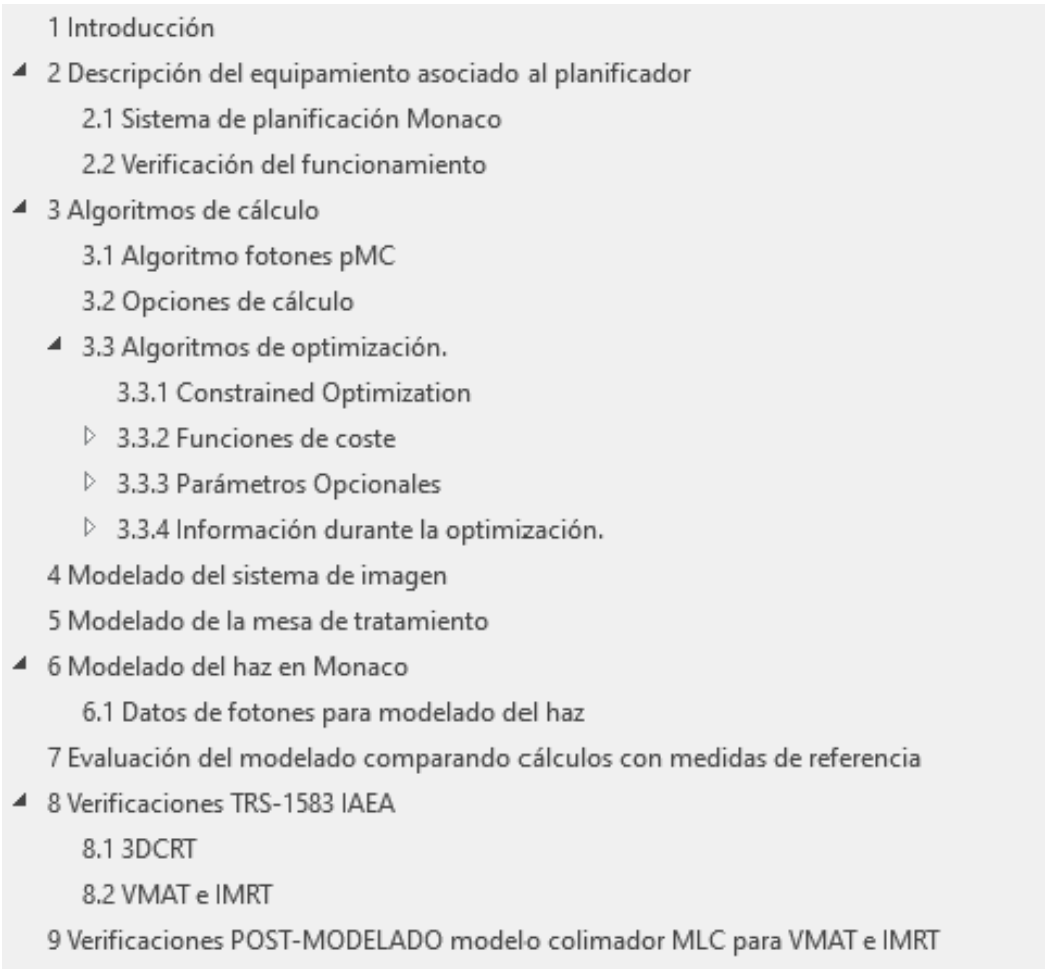
Para las pruebas de los distintos apartados se utilizado un maniquí Rando (woman Rando Alderson), placas radiocrómicas, un maniquí CIRS Thorax, un sistema analizador de haces BluePhantom2 (IBA dosimetry), cámaras de ionización CC04, nanoRazor y Farmer (IBA dosimetry).

Se ha verificado el modelado del haz, en este caso lo que hace Elekta es comprobar que las medidas que envía el usuario son compatibles con lo que denominan el modelo AGL (accelerated go-live). Todos los aceleradores lineales VersaHD del Salud Aragón están usando este modelo. El informe ERI realizado incluye comprobación del comportamiento de campos sencillos y de 8 planes de IMRT/VMAT en un maniquí con medidas puntuales hechas con cámara de ionización siguiendo la filosofía del documento de la IAEA TRS-1583. También se miden planos 2D con un detector MatrixX de IBA dosimetry correspondientes a los campos del denominado modelo AGL que incluye superposición de segmentos estáticos y radioterapia dinámica, además de determinados campos de referencia. Estas medidas permiten evaluar que el modelo de la unidad en Monaco incluyendo dosis de calibración y parámetros del MLC reproducen el comportamiento real de la unidad de tratamiento. También se ha verificado el modelado del sistema de imagen (Siemens Go Sim) y la atenuación de las estructuras de soporte, incluida la mesa de tratamiento.

RESULTADOS

Se presenta un figura (figura 1) con los resultados más relevantes obtenidos. Todos los resultados se recopilan en el informe con el estado de referencia inical. La estructura del informe de puesta en marcha puede verse en la figura 2.

Prueba	Número de campos/tests	Criterio	Número de tests que cumpen
Campos regulares en agua	32	Gamma 3%/3mm perfiles, 2% 2mm pdd, 2% dosis puntual	100%
Campos dinámicos post-modelado (planos 2D medidos)	32	Gamma 3%/3mm	94%
Verificaciones de planes en maniquí CIRS Thorax	40	% dosis calculada-medida según test	90%
Modelado del sistema de imagen	1	Asignación de direct density	100%
Modelado de la mesa de tratamiento	16	% dosis calulada-medida	100%



CONCLUSIÓN

La sistematización de la puesta en marcha del TPS permite estructurar toda la información recopilada de manera visual y fácil de consultar. Se ha comprobado la capacidad del sistema de planificación Monaco v6.1 para calcular adecuadamente los planes, principalmente de VMAT e IMRT dinámica que van a impartirse con la unidad.

ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN Y DEL COMPORTAMIENTO DE LA CURVA RESPIRATORIA EN TRATAMIENTOS DE MAMA EN DIBH EN 5 FRACCIONES

Prado Barragán, A. (1); De La Casa De Julián, M. A. (2); García Ruiz-Zorrilla, J. (2); Zucca Aparicio, D. (2); Alonso Iracheta, L. (2); Martínez Felipe, A. M. (2); Fernández Letón, P. (2)
(1) HU HM SAnchinarro; (2) HM Sanchinarro

INTRODUCCIÓN

El DIBH aporta múltiples beneficios en tratamientos de mama: mejora la calidad de imagen al disminuir el movimiento, aumenta la reproducibilidad y disminuye las dosis al corazón o los pulmones. Se estudia el número y duración de los DIBHs por fracción, el comportamiento de la señal respiratoria dentro de la ventana de gating (VG) y los desplazamientos intrafracción (DIF) durante cada uno de los DIBHs registrados por un sistema de SGRT

MATERIAL Y MÉTODOS

Se consideran 110 sesiones de DIBH asociados a 21 pacientes de mama tratados con VMAT en 5 fracciones (26 Gy con boost integrado a 30Gy). El DIBH se realiza empleando el sistema de SGRT Catalyst (CRad), que muestra en tiempo real los desplazamientos del paciente. La VG se establece en 4mm. Para cada sesión se obtiene el número de DIBHs que la componen y su duración. Para cada DIBH se calcula la diferencia entre el centro de la VG y el promedio de la señal respiratoria dentro de la misma, así como

su desviación estándar (DS). Además, se obtienen los DIF y el módulo del vector para cada DIBH de cada fracción. Por último, se obtienen los promedios y DS de las medias de cada sesión.

RESULTADOS

El número de DIBHs por sesión es de 7.5 ± 2.6 (promedio ± DS), mientras que su duración es de 31.7 ± 9.4 s. La diferencia entre el promedio de la curva respiratoria dentro de la VG y el centro de la misma en cada DIBH es de -0,1 ± 0,3 mm. El promedio de las DS de la curva respiratoria por DIBH es de 0,5 ± 0,1 mm. Los resultados obtenidos para los DIF se muestran en la tabla1.

Lateral (mm)	Longitudinal (mm)	Vertical (mm)	Módulo (mm)
-0,1 ± 0,9	-0,9 ± 2,0	0,5 ± 2,2	3,7 ± 1,5

TABLA 1: promedio y DS de las componentes y módulo de los DIF obtenidos durante los DIBHs estudiados.

DISCUSIÓN

La duración promedio de los DIBHs es alta, considerando que el mínimo aceptable se encuentra en 10-15 s. El número promedio de DIBHs parece adecuado para un tratamiento de 5Gy por fracción. Los DIF promedio por componentes no superan 1mm, mientras que el módulo del vector promedio es de 3.7mm. Aún durante el DIBH, existen DIF no nulos, dominando la componente longitudinal, al igual que en respiración libre. Esto puede ser debido a que la curva respiratoria fluctúa ligeramente dentro de la VG, a diferencia de otras técnicas que emplean espirometría. Los pacientes consiguen mantener su ciclo respiratorio estable y centrado, como muestran tanto la diferencia promedio respecto al centro de la VG (-0,1 ± 0,3 mm) como la desviación estándar promedio del ciclo dentro de la VG (0,5 ± 0,1 mm), Esto descarta que el DIBH sea una técnica incómoda, difícil de realizar o tediosa para el paciente.

CONCLUSIONES

El DIBH mediante un sistema de SGRT es una técnica reproducible, estable y sencilla de realizar para los pacientes. Los DIF obtenidos durante el DIBH son considerados aceptables para esta técnica.

MÁRGENES DE PTV

Muñoz Bruque, Á. (1); Segovia Brome, R. M. (1); Collado Soto, A. (1); Ortiz Seidel, M. (1)
(1) H. U. Virgen Macarena

INTRODUCCIÓN

A la hora de impartir un tratamiento en Radioterapia, existen una serie de incertidumbres geométricas que pueden provocar diferencias en la distribución de dosis deseada para el CTV. Estas son inherentes al propio proceso pues cualquier factor involucrado en él tiene una contribución, como la incertidumbre al contornear, no conocer exactamente la extensión del tumor, movimiento de los órganos, etc. y también error en la colocación del paciente en el acelerador. Según la naturaleza de estas incertidumbres, pueden clasificarse como errores de preparación o de ejecución. Por tanto, para asegurarse de que el CTV recibe la dosis pretendida, éste es expandido con un determinado margen prescribiéndose la dosis al PTV. Según van Herk et al. [1], es posible estimar un buen margen PTV-CTV, haciendo uso de los desplazamientos sugeridos por el CBCT una vez colocados los pacientes. La fórmula propuesta, aplicable por separado a cada una de las direcciones del espacio es: $mPTV = 2.5\sigma + 0.7\sigma$. (1)

En ella, σ hace referencia al error de preparación, calculado como la desviación estándar de los promedios de los CBCT de cada paciente. Por otra parte, σ da cuenta del error de ejecución, calculado como la suma cuadrática de las desviaciones estándar de los CBCT de cada paciente. Los parámetros numéricos (conocidos como α y γ) se obtienen de la exigencia de que al CTV se reparta el 95% de la dosis con un 90% de nivel de confianza (ver [1]).

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha realizado un estudio con pacientes de cáncer de cabeza y cuello, mama, próstata, pulmón y recto, comprendidos entre 2019 y 2024, con el fin de determinar unos márgenes personalizados para cada patología usando el método de van Herk. Este análisis se ha realizado en el H. U. Virgen Macarena de Sevilla en aceleradores Elekta Versa HD y Elekta Infinity, extrayendo la información de la base de datos de Mosaiq.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 se pueden ver los márgenes de PTV estimados para cada dirección y su incertidumbre en un diagrama de barras, para las diferentes patologías estudiadas. Se observa, como la patología cabeza y cuello, requiere de unos márgenes menores pues la inmovilización con máscara suele ser muy efectiva. Asímismo, se advierte que la que requiere mayor margen es el pulmón. El resto oscila en torno a los 8 mm. En la tabla 1 pueden verse resumidos estos valores y sus incertidumbres.

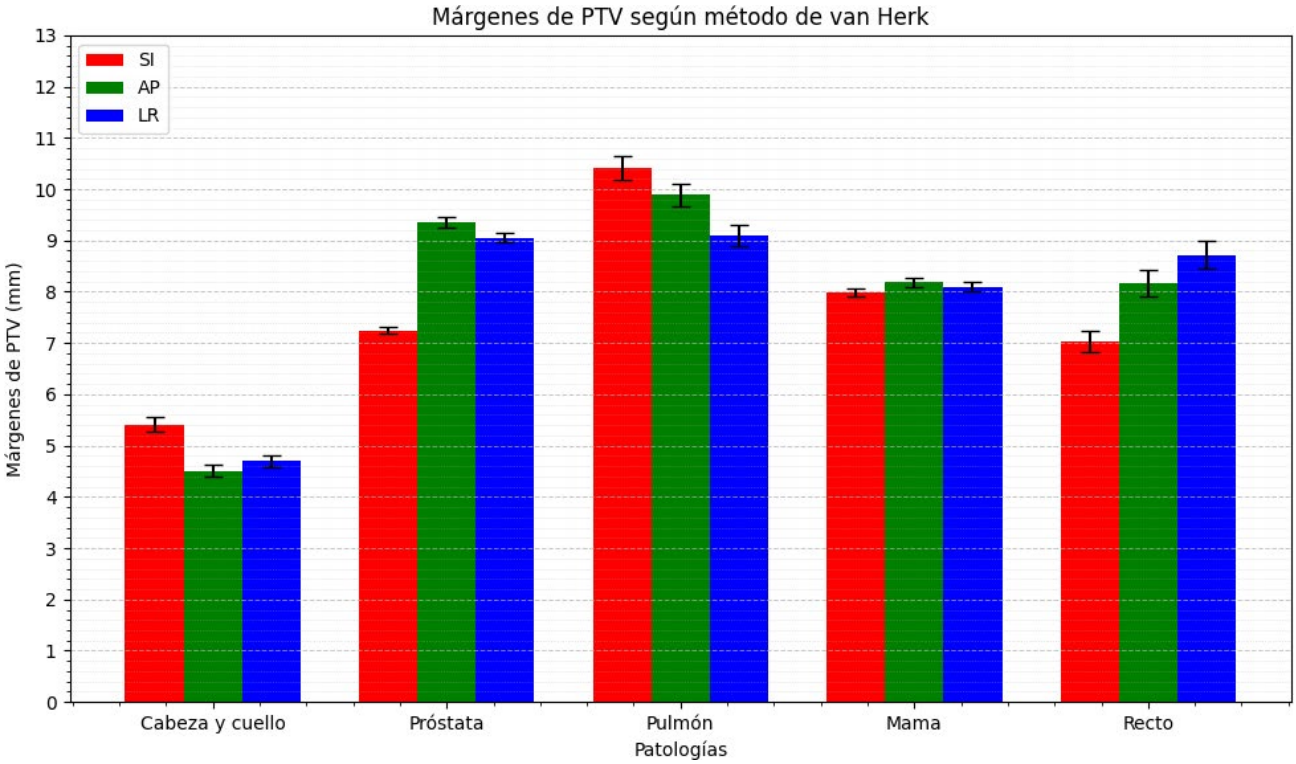


FIGURA 1: Márgenes de PTV estimados para diferentes patologías. SI: Superior-Inferior, AP: Anterior-Posterior, LR: Izquierda-Derecha (Left-Right).

Patología	Nº pac.	SI (mm)	AP (mm)	LR (mm)
Cabeza y cuello	232	5.4 ± 0.1	4.5 ± 0.1	4.7 ± 0.1
Mama	1049	8.0 ± 0.1	8.2 ± 0.1	8.1 ± 0.1
Próstata	873	7.2 ± 0.1	9.4 ± 0.1	9.1 ± 0.1
Pulmón	186	10.4 ± 0.2	9.9 ± 0.2	9.1 ± 0.2
Recto	99	7.0 ± 0.2	8.2 ± 0.2	8.7 ± 0.3

TABLA 1: Tabla resumen de los márgenes de PTV estimados.

CONCLUSIONES

Los márgenes personalizados para el H. U. Virgen Macarena obtenidos en este análisis, son concordantes con la literatura y aporta al servicio más conocimiento sobre sus prácticas.

REFERENCIAS

VAN HERK M ET AL. ONCOL. BIOL. PHYS. 2000. 47(4):1121–1135.

VAN HERK ET AL. SEMINARS IN RADIATION ONCOLOGY, VOL 14, NO 1 (JANUARY), 2004: PP 52-64.

PUESTA EN MARCHA DE UN PROGRAMA INFORMATIVO DIRIGIDO A PACIENTES CANDIDATAS A RADIOTERAPIA DE MAMA EN INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA

Capuz Suárez, A. B. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Morís Pablos, R. (1); Sevillano Martínez, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Prieto Morán, D. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Rodríguez-Manzaneque Sosa, C. (1); Chillida Rey, R. (1); Trujillo García, J. (2); García Vicente, F. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos radioterápicos de mama se requiere una colaboración más activa por parte de la paciente en comparación con otras localizaciones, debido a la postura que debe adoptar durante la irradiación.

Con la reciente implementación de la técnica de irradiación en inspiración profunda mantenida, esta cooperación se vuelve aún más crucial, ya que el procedimiento requiere que la paciente controle su respiración y permanezca en inspiración profunda en intervalos de tiempo, manteniendo al mismo tiempo la posición de referencia. Estos requerimientos le pueden provocar estrés adicional durante las sesiones de tratamiento.

OBJETIVO

Proporcionar a las pacientes información técnica sobre el procedimiento para que lo afronten con mayor confianza y tranquilidad.

MÉTODO

El Servicio de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal (Madrid) ha puesto en marcha un programa informativo para pacientes que van a ser tratadas con la técnica de inspiración profunda mantenida en tratamientos de mama.

Para llevar a cabo esta tarea informativa, antes de realizarse el TC de simulación, un especialista en Radiofísica Hospitalaria tiene una charla con la paciente de aproximadamente 15 min, en un despacho, en la cual se le transmite información de carácter técnico, adecuada a las pacientes, sobre el flujo radioterápico general y en concreto sobre la técnica en inspiración mantenida.

Al finalizar la reunión se le entrega:

- **Un díptico informativo** que resume los conceptos clave tratados (figura 1).
- **Una encuesta de valoración de satisfacción**, voluntaria y anónima, que puede depositar en un buzón externo en cualquier momento.



Figura 1: portada y contraportada del díptico informativo

GESTIÓN PREVIA

Las acciones descritas han sido acordadas con el Servicio de Oncología Radioterápica. La información entregada previamente ha obtenido el visto bueno de:

- La Comisión Técnica de Valoración de la Información Sanitaria Hospitalaria del Hospital Ramón y Cajal
- Servicios Generales del Hospital Ramón y Cajal
- Gabinete de Comunicación del Hospital Ramón y Cajal

PRIMEROS RESULTADOS Y CONCLUSIONES

El 21 de enero de 2025 comenzamos con el programa y las valoraciones obtenidas hasta el momento son 100% de 5 sobre 5.

El radiofísico hospitalario, como físico médico, puede desempeñar un papel fundamental en la transmisión de información técnica a las pacientes, contribuyendo a su comprensión y confianza en el tratamiento.

OPTIMIZACIÓN DE LOS CONTORNOS EXTERNOS EN ECLIPSE PARA RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE CON EXACTRAC DYNAMIC

Reguilón Martín, A. (1); Astudillo Olalla, R. (2); Fabregat Borras, R. (1); Suarez Álvarez, N. (1); Gutierrez Ruiz, M. (1); Uzquiza López, J. (1); Ropero Real, A. (1); Alonso Muriedas, J. (3); Pinto Guevara, F. (1); Garcia Lamela, M. (1); Vázquez Rodriguez, J. A. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Delgado Tapia, P. (1); Raba Diez, J. I. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (2) Hospital Universitario de Navarra; (3) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

Las técnicas de Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT) permiten la detección de la superficie del paciente, para ello proyectan luz sobre el paciente que se reflejará hacia las cámaras detectoras, reconstruyendo la superficie del paciente. Esto facilita el posicionamiento y posibilita la monitorización del movimiento del paciente intrafracción.

Exactrac Dynamic (ETD) de Brainlab es un sistema que permite el posicionamiento y seguimiento del paciente durante los tratamientos mediante una cámara térmica 4D y un sistema estereoscópico de rayos X. Este estudio tiene como objetivo determinar el umbral de Unidades Hounsfield (HU) óptimo y los parámetros de suavizado apropiados para generar el contorno externo (BODY) en el sistema de planificación Eclipse (Varian) de los pacientes, optimizando así el sistema SGRT (este utiliza esta estructura como referencia en el posicionamiento) en comparación con el sistema de rayos X de ETD.

MATERIAL Y MÉTODOS

El maniquí Cranial Verification Phantom se combinó con el sistema de inmovilización Cranial 4Pi para este trabajo. Se le realizó un estudio de tomografía computarizada de simulación utilizando un equipo LightSpeed RT de General Electric. Sobre estas imágenes, se generaron 26 BODY en Eclipse variando las HU entre -150HU y -960HU y ajustando los parámetros de suavizado entre 1 y 4.

El maniquí fue sometido a posicionamiento tres veces para cada BODY en un acelerador lineal Varian TrueBeam, preposicionando con SGRT y finalizando con una imagen de rayos X, ambas mediante ETD. Los desplazamientos sugeridos por esta segunda técnica indican la exactitud del dispositivo SGRT. Los vectores de desplazamiento medidos fueron divididos por el factor de calibración diario para estandarizar las mediciones a lo largo de diferentes días.

Para analizar el umbral de las HU, se realizó un ajuste cúbico y se calculó un intervalo de confianza para proporcionar un rango de umbrales óptimos de HU. Además, se realizó una prueba de ANOVA para evaluar la relevancia de los parámetros de suavizado.

RESULTADOS

Los desplazamientos normalizados en función del umbral de HU con un intervalo de confianza del 95% se muestran en la Figura 1 y en función de los parámetros de suavizado se muestran en la Figura 2.

DISCUSIÓN

El vector de desplazamiento mínimo obtenido con el ajuste cúbico fue de 0.9±0.1mm y se determinó que el umbral óptimo de HU es -828±9HU; sin embargo, con un intervalo de confianza del 95%, también se puede utilizar el rango de -970HU a -665HU.

Para los valores de suavizado, aunque se observan diferencias para un mismo umbral de HU, la prueba de ANOVA indica que estas diferencias no son estadísticamente significativas.

CONCLUSIÓN

Usar el umbral óptimo de HU de los contornos BODY generados en Eclipse mejora el posicionamiento utilizando la técnica SGRT con el sistema ETD. Se determinó un umbral óptimo de HU de -828±9HU.

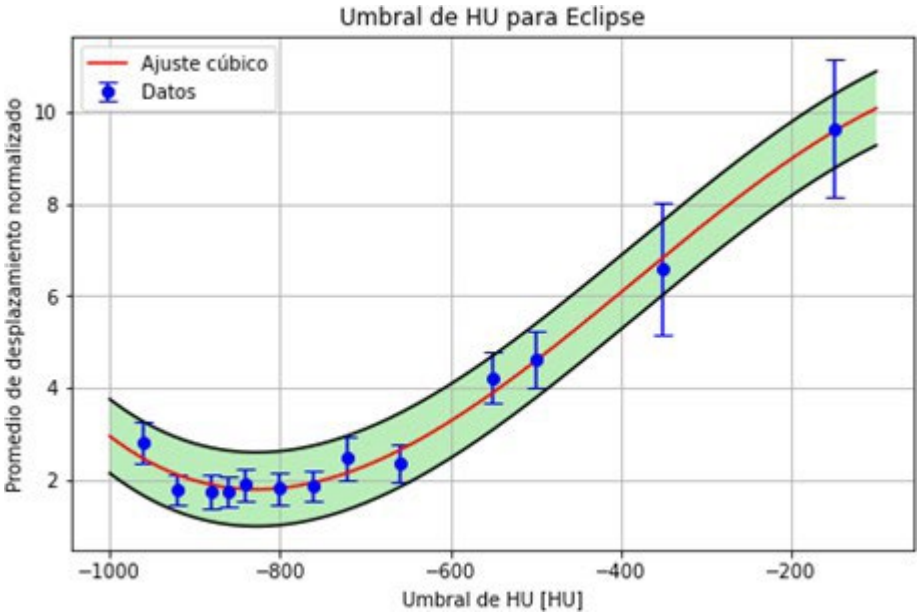


FIGURA 1: Análisis del umbral de HU con ajuste cúbico y nivel de confianza del 95% utilizado para generar el BODY en Eclipse.

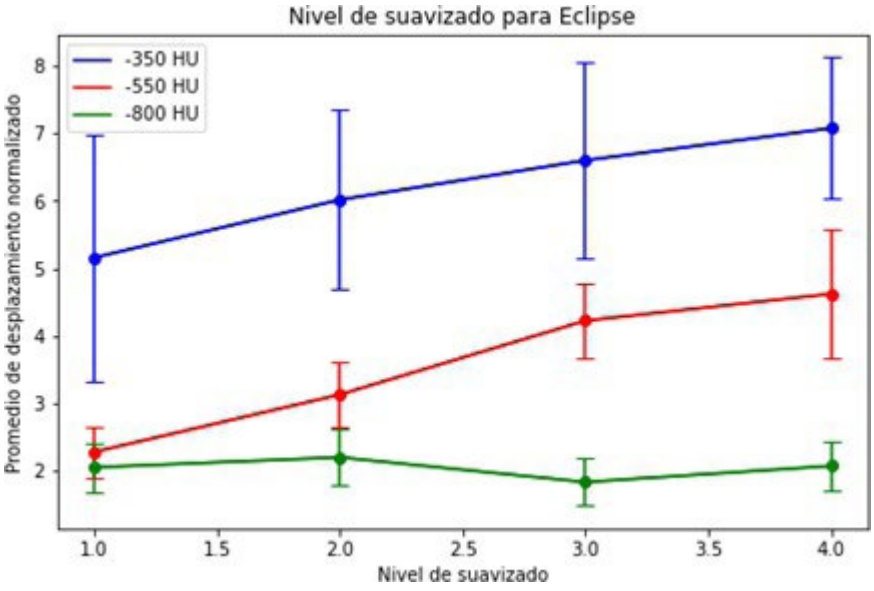


FIGURA 2: Análisis del suavizado para tres umbrales de HU (-350HU, -550HU y -800HU) utilizados para generar el BODY en Eclipse.

OPTIMIZACIÓN DEL BODY GENERADO EN RAYSTATION PARA EL POSICIONAMIENTO EN RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE

Reguilón Martín, A. (1); Astudillo Olalla, R. (2); Fabregat Borras, R. (1); Suarez Álvarez, N. (1); Gutierrez Ruiz, M. (1); Uzquiza López, J. (1); Ropero Real, A. (1); Alonso Muriedas, J. (3); Pinto Guevara, F. (1); Garcia Lamela, M. (1); Vázquez Rodriguez, J. A. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Delgado Tapia, P. (1); Raba Diez, J. I. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (2) Hospital Universitario de Navarra; (3) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

Brainlab Exactrac Dynamic (ETD) es un sistema que combina Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT) usando la thermal camera 4D (que usa luz estructurada y radiación térmica) con un sistema estereoscópico de rayos X. La SGRT utiliza el contorno externo (BODY) como referencia para la colocación del paciente. Este estudio tiene como objetivo determinar el umbral de las Unidades Hounsfield (HU), los parámetros de suavizado y de eliminación de áreas vacías apropiados para generar el BODY en el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) Raystation (RaySearch Laboratories), optimizando así su sistema SGRT.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó el Cranial verification phantom y la máscara de inmovilización craneal 4Pi de Brainlab. El maniquí fue posicionado en un equipo Truebeam de Varian equipado con ETD.

Se generaron 32 BODY en RayStation con HU entre -50HU y -960HU, se variaron los parámetros de suavizado entre 1000, 200, 60 y 0 y se investigó la eliminación de áreas vacías dándole los valores de 0, 0.1, 0.4, 1cm^2 y cualquier área.

El maniquí fue posicionado tres veces con ETD: utilizando luz estructurada (SGRT) y después corrigiendo con el sistema de imágenes de rayos X. Los desplazamientos indicados por las imágenes de rayos X en comparación con el posicionamiento con luz estructurada reflejan la exactitud del preposicionado con SGRT.

Los vectores de desplazamiento medidos fueron normalizados con el factor de calibración diario para no tener en cuenta las variaciones entre medidas de diferentes días. Para analizar el umbral de HU, se realizó un ajuste cúbico y se calculó un intervalo de confianza, proporcionando un rango óptimo de umbrales de HU. Se utilizó un análisis de varianza (ANOVA) para evaluar el suavizado y la eliminación de áreas vacías.

RESULTADOS

La representación de los desplazamientos normalizados en función del umbral de HU con un intervalo de confianza del 95% se muestra en la Figura 1 y la influencia del suavizado y la eliminación de áreas vacías en la Figura 2.

DISCUSIÓN

A través del ajuste cúbico, se determinó que el umbral óptimo de HU es -714±6HU con un vector de desplazamiento de 0.7±0.1mm; sin embargo, con un intervalo de confianza del 95%, se puede utilizar el rango de -999HU a -525HU.

Las pruebas de ANOVA indicaron que ni el suavizado ni la eliminación de áreas vacías son estadísticamente significativos.

CONCLUSIONES

El umbral de HU es un parámetro clave cuando se utiliza la técnica de SGRT para el posicionamiento del paciente utilizando como referencia la estructura BODY. Se determinó que un umbral de -714±6HU es el óptimo para crear este cuando se utiliza RayStation como TPS y ETD como sistema SGRT para el posicionamiento del paciente.

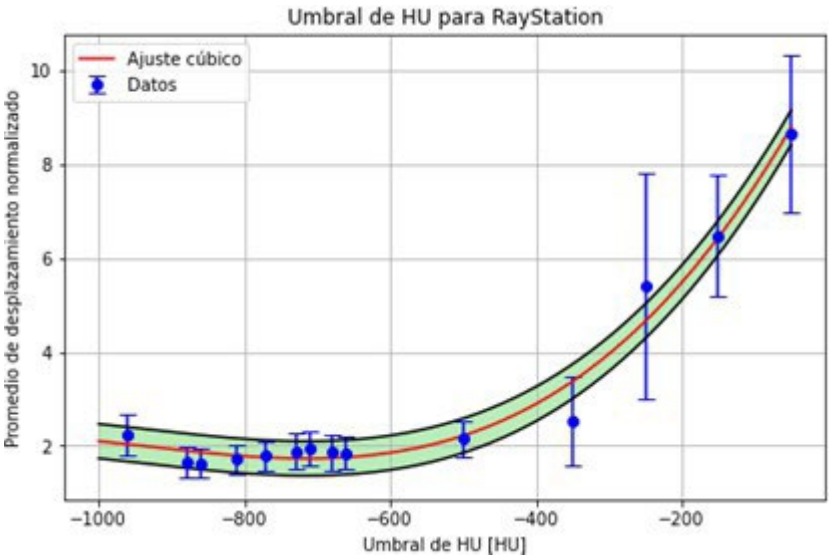


FIGURA 1: Análisis del umbral de HU con ajuste cúbico y nivel de confianza del 95% utilizado para generar los BODY en Raystation.

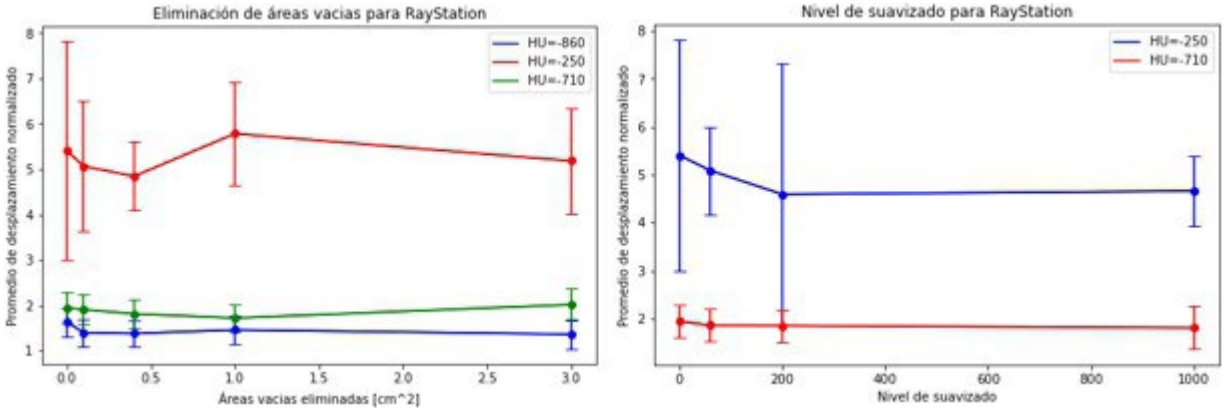


FIGURA 2: Análisis del nivel de suavizado para -250 HU y -710 HU (izquierda), y análisis de la eliminación de áreas vacías para -860 HU, -250 HU y -710 HU (derecha) utilizados para generar los contornos BODY en Raystation.

OPTIMIZACIÓN DEL BODY EN EL TPS ELEMENTS PARA EL SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC DE BRAINLAB DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE

Reguilón Martín, A. (1); Astudillo Olalla, R. (2); Fabregat Borras, R. (1); Suarez Álvarez, N. (1); Gutierrez Ruiz, M. (1); Uzquiza López, J. (1); Ropero Real, A. (1); Alonso Muriedas, J. (3); Pinto Guevara, F. (1); Garcia Lamela, M. (1); Vázquez Rodriguez, J. A. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Delgado Tapia, P. (1); Raba Diez, J. I. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (2) Hospital Universitario de Navarra; (3) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

La Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT) es un tipo de Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT) que facilita el posicionamiento del paciente y el control del movimiento durante los tratamientos. Utiliza la detección de la superficie del paciente mediante radiación no ionizante que se proyecta sobre el paciente y es reflejada por su superficie.

Exactrac Dynamic (ETD) de Brainlab es un sistema IGRT compuesto por una cámara térmica 4D (que combina luz estructurada y radiación térmica) y un sistema de rayos X estereoscópico. Este sistema, emplea el contorno externo (BODY) como referencia para posicionar los pacientes mediante la luz estructurada. El objetivo de este estudio es determinar el umbral óptimo de las Unidades de Hounsfield (HU) apropiado para generar los BODY de los pacientes en Elements (Brainlab), optimizando así su sistema SGRT en comparación con el sistema de rayos X.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un maniquí con forma de cabeza antropomórfica inmovilizado con una máscara craneal 4Pi (Brainlab). Se generaron 17 estructuras BODY en Elements mediante la variación de las HU entre -200HU y -950HU a partir de una tomografía computarizada de simulación realizada en un equipo LightSpeed RT de General Electric (Figura 1).

El maniquí fue posicionado dos veces en un TrueBeam de Varian utilizando el sistema de SGRT de ETD. La posición final se logró mediante el sistema de imagen por rayos X de dicho dispositivo. Estas diferencias en el posicionamiento indican la exactitud del sistema SGRT frente al sistema por rayos X. Dado que estas mediciones se realizaron en diferentes días, los vectores de desplazamiento fueron normalizados utilizando el factor de calibración diario.

Se calculó un ajuste cúbico y un intervalo de confianza para analizar el umbral de HU y determinar el rango clínico óptimo.

RESULTADOS

El vector de desplazamiento más pequeño obtenido con el ajuste cúbico fue de 0.8±0.1 mm, que tiene lugar para el umbral óptimo de HU de -574±3HU. La representación de los desplazamientos normalizados frente al umbral de HU con un intervalo de confianza del 95% se muestra en la Figura 2.

DISCUSIÓN

Aunque el umbral óptimo de HU es -574±3HU; se podría emplear un intervalo de confianza del 95% (rango de -787HU a -385HU), donde los resultados no muestran diferencias estadísticamente significativas con respecto al punto óptimo.

CONCLUSIONES

El umbral de HU para generar el BODY afecta a la exactitud del posicionamiento con SGRT. En este estudio, se encontró un umbral óptimo de -574±3HU para generar el BODY con Elements. Empleando este valor en la generación del BODY podríamos llevar a cabo una técnica de SGRT, con el dispositivo de ETD, mucho más precisa que nos permitiría realizar menos imágenes de RX y eliminar los tatuajes de los pacientes disminuyendo el impacto psicológico de estos tratamientos en ellos.



Figura 1: Configuración del maniquí antropomórfico de Verificación Craneal y Máscara de Inmovilización Craneal 4Pi utilizadas como base del estudio.

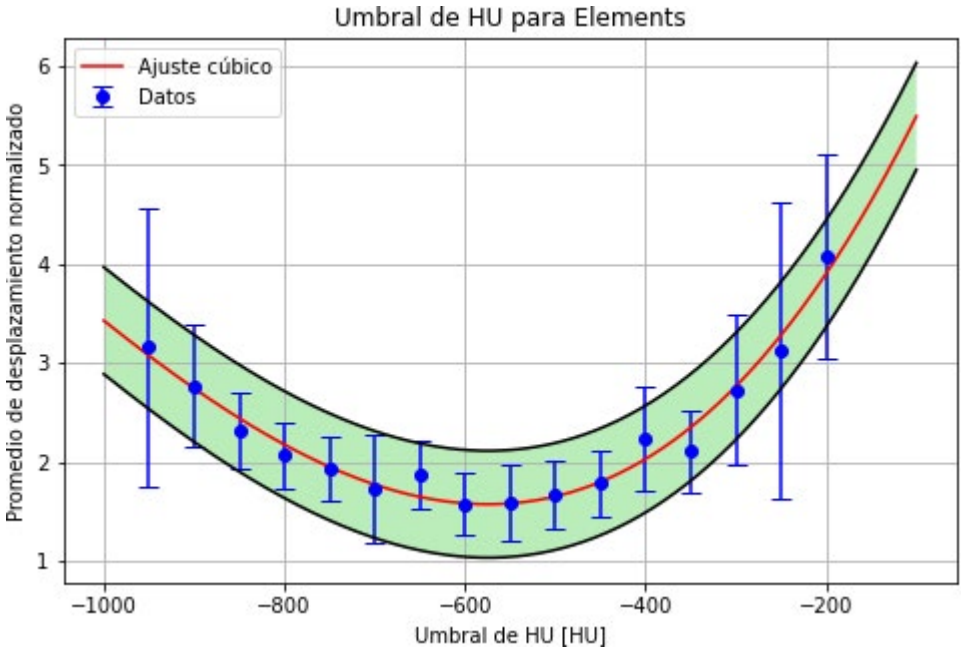


FIGURA 2: Análisis del umbral de HU con ajuste cúbico y nivel de confianza del 95% utilizado para generar los BODY en Elements.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS DE MAMA EN IMRT Y 3DCRT

Rodríguez Álvarez, A. (1); López Expósito, P. (1); Díaz Martín, D. (1); Alonso Alonso, S. (1); Rosa Menéndez, P. (1); Sampayo Muñoz, A. (1); Niebla Piñero, A. (1); Niebla Piñero, A. (1); Portas Ferradás, B. C. (1)

(1) Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

El cáncer de mama es uno de los tipos de cáncer con mayor prevalencia en la población, y su tratamiento se ve frecuentemente limitado por la anatomía de cada paciente. En nuestra clínica, tradicionalmente se utilizan dos haces de fotones tangenciales con cuñas, combinando diferentes energías y campos complementarios. No obstante, recientemente se ha incorporado una nueva técnica de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) con el fin de optimizar la conformación de la dosimetría. Este estudio compara ambas técnicas en una muestra de 26 pacientes para analizar las diferencias entre ellas.

Se analizaron 26 pacientes, con una prescripción de 26 Gy en 5 fracciones, cuyo tratamiento fue planificado en IMRT, con 4 campos tangenciales de 6 y 10 MV, optimizada a un máximo 20 segmentos por campo con el TPS Monaco de Elekta con el algoritmo XVMC. Posteriormente, estos tratamientos fueron replanificados con técnica de 3DCRT en el mismo planificador, aunque con un algoritmo de tipo Collapsed Cone. Todos los planes fueron calculados con una rejilla de 2 mm. Se obtuvieron diferentes parámetros importantes para las distintas dosimetrías, y los valores medios de estos parámetros fueron analizados mediante la prueba t de Student con un intervalo de confianza del 95%, con el objetivo de identificar diferencias estadísticamente significativas entre ambas técnicas.

En el caso del Volumen Blanco de Planificación (PTV) se ha estudiado el D98% para estudiar la cobertura, el D2% para estudiar las dosis altas, el coeficiente de homogeneidad, conforme a lo establecido en [1] (ICRU 83), y el índice de conformación de Paddick.

Técnica	D2% (cGy)	D98% (cGy)	Homogeneidad	IC Paddick
3D	2447±12	2715±5	0,103±0,006	0,56±0,04
IMRT	2391±50	2778±78	0,15±0,03	0,65±0,03

TABLA 1: Parámetros de evaluación del PTV

Por otro lado, para los órganos de riesgo (OAR) se han estudiado el V780cGy para el pulmón ipsilateral, el V650cGy y el V130cGy para el corazón y el D2% y la dosis media para la mama contralateral.

	Pulmón Ipsilateral	Corazón		Mama Contralateral	
Técnica	V780cGy (%)	V650cGy (%)	V130cGy (%)	Dmedia (cGy)	D2% (cGy)
3D	12,8±1,8	1,7±0,8	8±3	33±5	99±16
IMRT	12,9±1,1	1,2±0,5	9±3	33±4	124±15

TABLA 2: Parámetros de evaluación de los órganos de riesgo

En cuanto al PTV, se han observado las mayores diferencias en los índices de cobertura (p=0.056) y conformidad (p=0.005), donde la técnica de IMRT ha mostrado mejores resultados, excepto en casos particulares. Además, se han encontrado diferencias significativas en las dosis altas (p=0.038), donde la técnica IMRT tiende a reducir dichas dosis.

En cuanto a los órganos de riesgo, solo se ha registrado una diferencia significativa en las dosis altas para la mama contralateral (p=0.026). En los demás parámetros analizados, no se han encontrado diferencias estadísticas relevantes.

En términos generales, el análisis realizado indica que las diferencias entre ambas técnicas de planificación podrían no ser significativas en términos dosimétricos. No obstante, es importante considerar las diferencias existentes entre los métodos de cálculo de los que se dispone para cada técnica. Si bien la IMRT presenta ventajas claras en la homogeneidad y conformidad de la planificación en comparación con la técnica 3DCRT, las dosis altas en la mama contralateral es un aspecto en el que la técnica 3DCRT obtiene mejores resultados.

ADAPTACIÓN DE PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD DE PLANIFICADORES AL PLANIFICADOR PRECISION

Sanchez Ramos, A. (1); Pérez Rios, L. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Vicent Granado, D. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

El control de calidad en los sistemas de planificación de tratamientos radioterápicos es esencial para garantizar la precisión y seguridad en la administración de dosis. En este trabajo, se presenta una evaluación del planificador Precision (versión 3.3.1.3, Accuray) utilizando el acelerador Radixact y técnicas de TomoDirect y TomoHelical. Las pruebas fueron diseñadas y adaptadas específicamente para este sistema, basándose en protocolos utilizados en otros aceleradores, con el objetivo de verificar la precisión dosimétrica en diferentes escenarios clínicos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para las pruebas se emplearon los siguientes materiales:

- Cámaras de ionización Exradin A1SL.
- Electrómetro Tomoelectrometer.
- Planificador Precision versión 3.3.1.3.
- Acelerador Radixact.
- Fantoma Cheese Phantom.
- Fantoma ArcCheck
- Placas de agua sólida.

Se diseñaron y realizaron las siguientes pruebas:

- Dosis en PTVs: Se evaluó la dosis entregada en volúmenes objetivo (PTVs) de diferentes tamaños, tanto centrados como fuera de eje y con diferentes niveles de modulación.
- Incidencia oblicua del haz: Se comprobó el cálculo de dosis cuando el haz incidía en el fantoma con ángulos oblicuos.
- Dosis en profundidad: Se analizaron perfiles dosimétricos a distintas profundidades.
- Dosis absoluta en heterogeneidades: Se verificó la precisión dosimétrica en regiones heterogéneas utilizando TomoDirect y TomoHelical.
- QA para patologías de prueba: Se realizaron controles específicos para casos clínicos simulados.

Todos los procedimientos se llevaron a cabo siguiendo tolerancias establecidas en protocolos internacionales.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos demostraron que el planificador Precision cumple con los estándares de calidad establecidos:

- Las dosis medidas en los PTVs, tanto centrados como fuera de eje, estuvieron dentro de las tolerancias aceptadas.
- La incidencia oblicua del haz no mostró desviaciones significativas respecto a las dosis planificadas.
- Los perfiles dosimétricos en profundidad coincidieron con los valores esperados según las simulaciones del planificador.
- En las pruebas de heterogeneidades, tanto para dosis absoluta como para planos dosimétricos, los valores medidos estuvieron dentro de los límites aceptables.
- Los controles QA realizados para patologías simuladas confirmaron la confiabilidad del sistema.

DISCUSIÓN

La adaptación de protocolos diseñados para otros aceleradores al sistema Radixact fue efectiva, permitiendo una evaluación precisa del planificador Precision. Los resultados satisfactorios obtenidos reflejan la robustez del sistema y su capacidad para manejar escenarios clínicos complejos, como heterogeneidades y geometrías específicas. Además, se destaca la importancia del uso combinado de herramientas como cámaras de ionización, fantomas de diodos y técnicas avanzadas como TomoDirect y TomoHelical para garantizar un control de calidad integral.

CONCLUSIONES

El planificador Precision (versión 3.3.1.3) demostró un desempeño confiable bajo diferentes condiciones clínicas, evaluadas mediante pruebas adaptadas al sistema Radixact. Los resultados obtenidos validan su uso seguro en tratamientos radioterápicos y resaltan la importancia de implementar controles de calidad específicos para cada tecnología utilizada en radioterapia moderna.

ANÁLISIS COMPARATIVO DEL POSICIONAMIENTO EN RADIOTERAPIA DE MAMA: RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT) VERSUS LÁSERES ORTOGONALES

Hurtado Romero, A. E. (1); Sánchez Pérez, M. (1); Soto Angona, R. (1); Montoya Armisen, P. (1); Villar Vázquez, C. (1); Pena Vaquero, S. (1); Pérez Gómez, F. (1); Donis Gil, S. (1); Miguel Pérez, D. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Antón García, D. (1); Agulla Otero, M. (1); Del Castillo Belmonte, Á. (1); Alonso Hernández, D. (1); De Frutos Baraja, J. M. (1); Torres Cabrera, R. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

El posicionamiento del paciente en Radioterapia Externa es una tarea fundamental realizada por el Técnico Superior en Radioterapia (TSRT). Tradicionalmente, este procedimiento se basa en el uso de láseres ortogonales de sala, combinados con telémetro y luz de campo. Para una correcta alineación, se debe centrar al paciente en origen de coordenadas, hacer coincidir los tatuajes con los láseres de referencia y aplicar los desplazamientos necesarios para alcanzar el isocentro de tratamiento.

Con la introducción de los sistemas de guiado por superficie (Surface Guided Radiation Therapy, SGRT), el proceso de posicionamiento se ha simplificado al utilizar un sistema visual de guiado en seis grados de libertad (traslaciones y rotaciones), lo que puede reducir la dependencia de referencias externas y mejorar la reproducibilidad del posicionamiento. En nuestro centro se ha implementado este sistema y contamos con 14 meses de experiencia clínica.

Este estudio tiene como objetivo evaluar si el SGRT optimiza el posicionamiento de pacientes de Radioterapia de mama en comparación con el método convencional, utilizando como referencia las imágenes kV/MV. Además, se analiza su impacto en reducción de tiempos de colocación.

MATERIAL Y MÉTODO

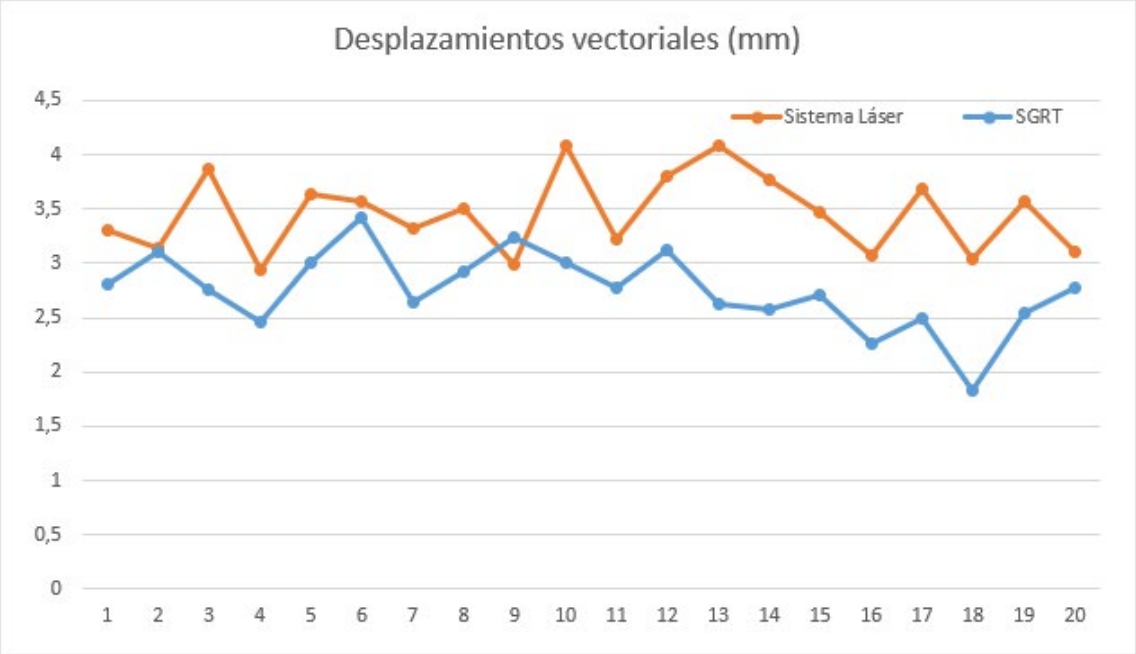
Se compararon dos sistemas de posicionamiento: láseres ortogonales convencionales y SGRT de tres pods con visión binocular. Se evaluaron las diferencias en el posicionamiento final mediante revisión offline de imágenes kV y MV adquiridas previamente al tratamiento en 40 pacientes (20 con cada sistema).

Para el análisis de tiempos de posicionamiento, se utilizaron los registros almacenados en red del Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS). La métrica principal empleada para la comparación fue el desplazamiento vectorial d:

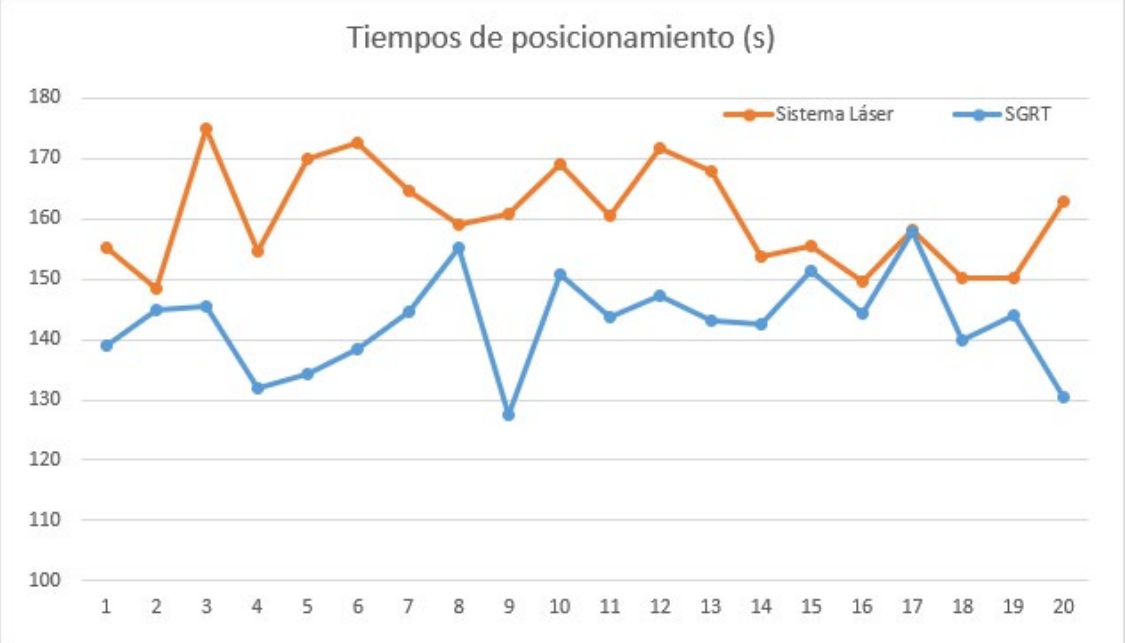
$$d = /sqrtlong^2 + lat^2 + vert^2$$

RESULTADOS

Los resultados indican que el uso de SGRT mejora la precisión del posicionamiento en aproximadamente 0.7 mm (d_total 2-4mm) en el desplazamiento vectorial en comparación con el método tradicional basado en láseres ortogonales. Fig1.



En cuanto al tiempo de colocación del paciente, se observó una reducción promedio de 18 segundos (t_total 2-3min), lo que sugiere una mayor eficiencia en el proceso de posicionamiento con SGRT. Fig2.



DISCUSIÓN

La mejora en el posicionamiento con SGRT se debe a la capacidad de corrección en seis grados de libertad, evitando acumulación de errores asociados a ajustes manuales en el método clásico.

La reducción en tiempos de posicionamiento sugiere una optimización del flujo de trabajo, lo que se traduce en una mayor capacidad de tratamiento diario en servicios de radioterapia con alta demanda.

Aunque la mejora de 0.7 mm puede parecer modesta, en un contexto de tratamientos con márgenes ajustados (eg. técnicas de hipofraccionamiento, fast forward o DIBH), esta precisión adicional puede tener un impacto clínico relevante.

CONCLUSIONES

El uso de SGRT ha demostrado una mejora en la precisión del posicionamiento de pacientes de Radioterapia Externa para cáncer de mama y una reducción en tiempos de colocación respecto al método clásico basado en láseres. Aunque la correcta colocación del paciente sigue dependiendo en gran medida de la experiencia y pericia del TSRT, el SGRT se presenta como herramienta de apoyo que facilita el proceso y mejora la reproducibilidad del posicionamiento.

FABRICACIÓN DE BOLUS PERSONALIZADO PARA TRATAMIENTOS DE MAMA RECONSTRUIDA

López Corella, A. (1); Lainez Baquero, M. C. (2); Guillard Barroso, N. (3); Sanz Freire, C. (3); Cebrian Bernalte, P. (3); Olasolo Alonso, J. (3); Collado Chamorro, P. (3); Vazquez Galiñanes, A. (3); Irazola Rosales, L. (3)

(1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario San Pedro, Logroño; (2) Servicio de Radioterapia, Hospital Universitario San Pedro, Logroño

INTRODUCCIÓN

Para el tratamiento del cáncer de mama es habitual que se realice una reconstrucción de la mama en la misma intervención en la que se realiza la mastectomía previa a la radioterapia. Si el análisis post-operatorio indica que puede haber afectación en piel, es necesario utilizar un bolus en el tratamiento de radioterapia para poder irradiar el tejido cercano a la superficie del paciente.

La colocación de este bolus con los materiales convencionales presenta una dificultad, ya que la mama reconstruida suele tener una curvatura a la que no se ajustan bien.

Para solventar esta dificultad realizamos un bolus personalizado que se ajusta muy bien a la superficie, mejorando la eficiencia del tratamiento y reduciendo su incertidumbre.

Aunque existen varias soluciones comerciales para este problema, nuestro sistema es rápido, eficiente y con un coste económico muy bajo.

MATERIAL Y MÉTODOS

El material con el que realizamos el bolus es Ventura Impress 2.0, un material para impresiones dentales de alta precisión, formado por una pasta base y un catalizador. La densidad de la mezcla es similar a la del hueso, y una vez formado el molde presenta una deformación bajo compresión aproximada del 4% y una variación dimensional lineal a las 24h menor al 5%.

El bolus lo hacemos mezclando estas dos pastas, base y catalizador, moldeándolo a mano hasta conseguir una masa homogénea y uniforme con un espesor de 3 o 4mm.

Al necistar cubrir una superficie grande, reducimos la proporción de catalizador recomendada por el fabricante de 1:1 a 4:3 para aumentar un poco el tiempo de endurecimiento del material y poder colocarlo y ajustarlo adecuadamente sobre el paciente.

Después realizamos unas marcas sobre éste alineadas con los tatuajes del paciente para colocarlo siempre igual a lo largo de todas las sesiones del tratamiento

RESULTADOS

Los bolus generados han dado como resultado una perfecta adaptación a la superficie del paciente, no dejando apenas huecos de aire entre bolus y piel.

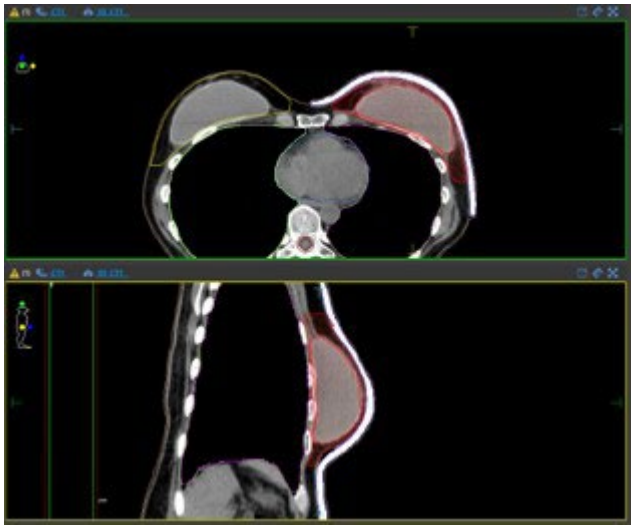


FIGURA 1: Simulación de paciente con bolus personalizado

Las pacientes tratadas han presentado buena similitud entre la imagen diaria de las sesiones de tratamiento y la de referencia del TC de simulación.

Para evitar que el bolus se deforme mientras está almacenado se guarda con un relleno de papel para que su peso no tienda a abrirlo hacia los lados.

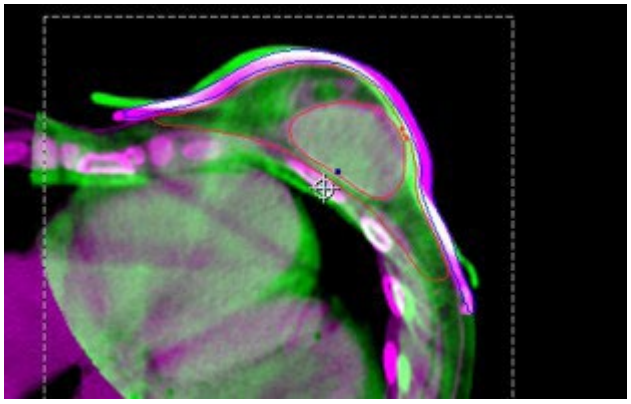


FIGURA 2: Bolus deformado en verde por incorrecto almacenamiento

Debido a su densidad (similar a hueso) es suficiente con un espesor de unos 3mm para generar el build-up necesario.

DISCUSIÓN

Aunque esta técnica da buenos resultados, es completamente manual, lo que implica dependencia del personal que lo realice.

Es necesario que el espesor del bolus sea lo más uniforme posible para evitar tener zonas con diferente build-up.

CONCLUSIÓN

Esta técnica ha demostrado ser fiable, rápida, barata y eficiente.

Debido a sus buenos resultados en nuestro servicio es la técnica utilizada por defecto para los de tratamiento de radioterapia en mama reconstruida cuando hay afectación en piel.

ESTUDIO DE MOVIMIENTOS RESPIRATORIOS E INFLAMACIONES PARA EL DESARROLLO DE LA TÉCNICA VMAT ROBUSTA EN TRATAMIENTOS DE MAMA. COMPARACIÓN ENTRE IMRT CONVENCIONAL Y VMAT ROBUSTA ANTE INFLAMACIONES DE LA MAMA Y MOVIMIENTOS RESPIRATORIOS

Bataller Martí, A. (1); Oliver Cañamás, L. (2); Quirós Higueras, J. D. (2); Santos Serra, A. (2); Garcia Costa, B. (2); Ochoa Caparrós, J. (2); Parreño Sánchez, J. C. (2)

(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa; (2) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se lleva a cabo un estudio con el objetivo de desarrollar un protocolo de tratamiento de radioterapia para mama, con técnica VMAT, robusto frente a la inflamación de la mama y al movimiento respiratorio de las pacientes. Este tratamiento VMAT robusto se compara con tratamientos de IMRT ya administrados a pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha estudiado la inflamación de la mama en 22 pacientes y si movimiento respiratorio durante el tratamiento en 12 pacientes. En el planificador (Raystation 11B) se simula la respiración utilizando la herramienta Simulate organ motion. Se crean bolus de distinto grosor para simular diferentes grados de inflamación. Se seleccionaron 7 pacientes tratadas previamente con IMRT convencional para replanificar tratamientos de VMAT robusto, introduciendo en la herramienta Robustness de Raystation los parámetros acordes a los cambios geométricos observados en las pacientes. Finalmente se evaluó la robustez de estos tratamientos frente a estos cambios geométricos y se comparó con la de los tratamientos de IMRT convencionales.

RESULTADOS

Se han observado movimientos respiratorios en los ejes anteroposterior y craneocaudal de hasta 3 mm (Figura 1, izquierda). Las inflamaciones en mama observadas (Figura 1, derecha) son las siguientes:

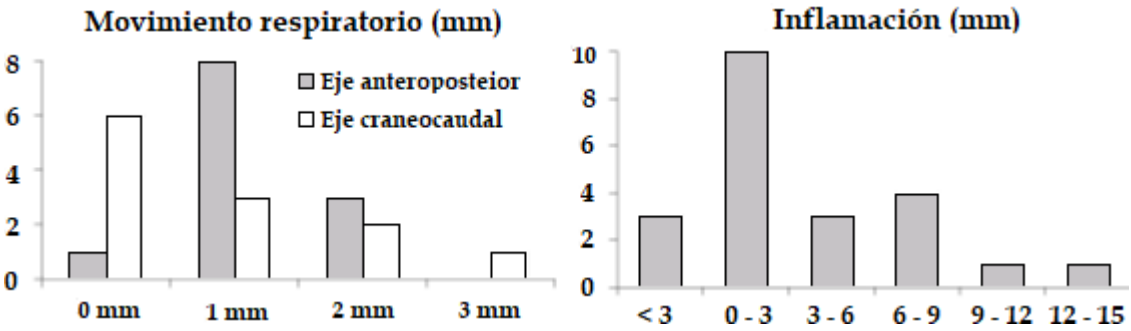
- Menores de 3 mm: 59%.
- Entre 3 y 8 mm: 27%.
- Entre 8 y 15 mm: 14%. Se han observado pequeños cambios en la distribución de la dosis debido al movimiento respiratorio. En la Figura 2 se pueden observar distintos datos sobre la distribución de dosis.

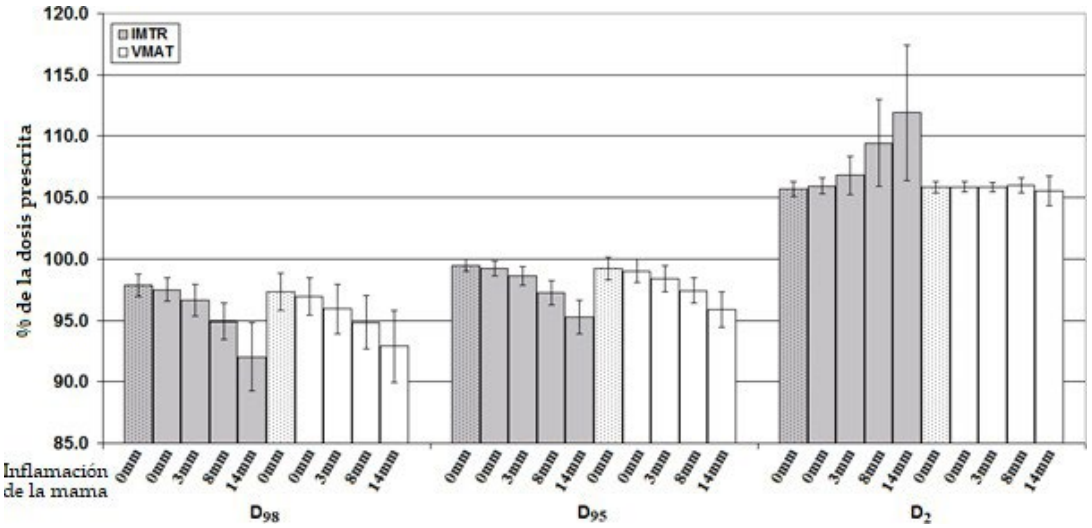
DISCUSIÓN

Mientras que la respiración influye ligeramente en la distribución de la dosis, la inflamación de la mama puede provocar infradosificación tanto en los tratamientos IMRT como en los VMAT robustos. A diferencia de la IMRT, el tratamiento de VMAT robusto es robusto frente a la sobredosificación.

CONCLUSIONES

Este estudio nos permite incorporar la VMAT robusta para mamas en nuestro centro, sustituyendo a la IMRT.





DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLEMENTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (I): TRATAMIENTOS DE RECTO

Villar, C. (1); Miguel, D. (1); Montoya, P. (1); Sánchez, M. (1); Soto, R. (1); Pena, S. (1); Andrés, C. (1); Hurtado, A. E. (1); Donis, S. (1); Del Castillo, Á. (1); Agulla, M. (1); Pérez, F. (1); Antón, D. (1); Alonso, D. (1); De Frutos, J. (1); Torres, R. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid;

INTRODUCCIÓN

La planificación en Radioterapia está siendo optimizada con el uso de nuevas herramientas basadas en el aprendizaje automático y la potencia de cálculo. Con este fin, RapidPlanTM (RP) y Multi-Criterial Optimizer TM (MCO) son 2 licencias de Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU). RP proporciona una estimación del Histograma Dosis Volumen (HDV) fundada en la planificación basada en el conocimiento con modelos alimentados de casos clínicos. MCO recorre el espacio multidimensional del plan para conseguir diferentes dosimetrías alternativas y escoger la mejor decisión clínica. Se quiere evaluar las diferencias entre las planificaciones de tratamientos de recto utilizando RP y MCO con las realizadas mediante planificación inversa manual antes de obtener las licencias anteriores.

MATERIAL Y MÉTODOS

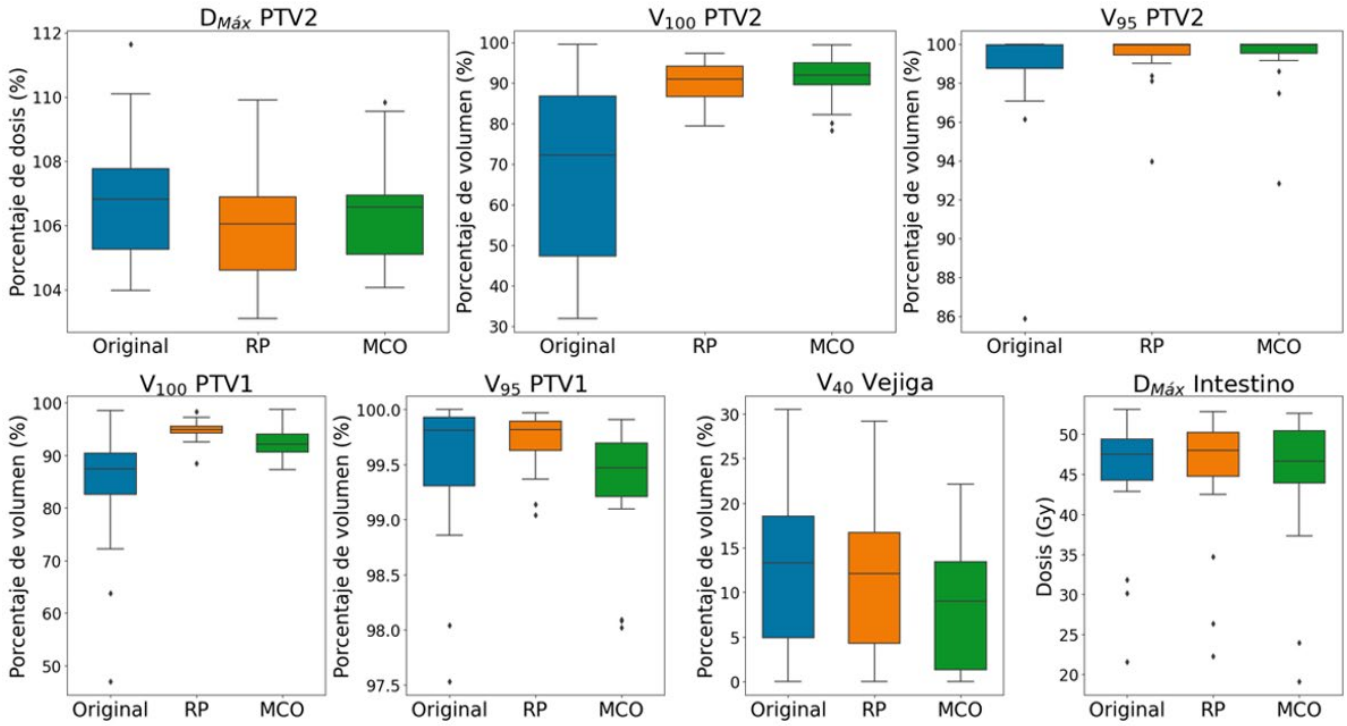
Se analizan 20 pacientes tratados en nuestra institución en el 2018, cuando RP y MCO no estaban disponibles. La dosis prescrita fue de 45 y 50 Gy para los dos volúmenes blanco (PTV). Se usó el modelo de RP, entrenado con 100 pacientes, así como MCO, comparando sus HDVs con los de la planificación original. Para evaluar si las diferencias son significativas, se usa la prueba de Wilcoxon, donde un valor $p<0.05$ implica que en el 95% de los casos las diferencias son estadísticamente significativas. El algoritmo de cálculo usado fue Acuros XB v16.1.2 con cálculos en GPU.

En el caso de planificaciones con RP, se realizó la optimización sin intervención manual. Para MCO, la planificación se optimizó por un especialista.

Se evaluaron los HDV de los PTVs y de los órganos de riesgo (OARs): vejiga e intestino. La evaluación de los planes se realizó mediante $D_{Máx}$, V_{100} y V_{95} para los PTVs; V_{40} para la vejiga y $D_{Máx}$ para el intestino. Además, se analizan el tiempo de planificación y las unidades monitor (UM).

RESULTADOS

Los resultados para los PTVs y OARs se encuentran resumidos en la Tabla 1. Para los PTVs, se consigue una mayor cobertura del V_{100} tanto en RP como en MCO. En vejiga, tanto RP como MCO mejoran el valor de V_{40}. El tiempo medio de cálculo en una planificación manual fue 30 minutos, mientras que para RP y MCO fue de 5 y 10 minutos respectivamente. Las UM para RP y MCO aumentaron en un 10.9% y un 18.5% correspondientemente. Igualmente, la verificación con Portal Dosimetry es válida según el criterio Gamma (2mm, 2%) para cada planificación.



Estructura	Parámetro	RP Vs Original		MCO Vs Original	
		Diferencia (%)	P	Diferencia (%)	P
PTV2	$D_{Máx}$	-0.65%	> 0.05	-0.30%	> 0.05
	$V_{100\ \%}$	30.82%	**< 0.05**	31.61%	**< 0.05**
	$V_{95\ \%}$	0.72%	> 0.05	0.66%	> 0.05
PTV1	$V_{100\ \%}$	12.44%	**< 0.05**	9.90%	**< 0.05**
	$V_{95\ \%}$	0.24%	> 0.05	-0.18%	> 0.05
Vejiga	$V_{40\ Gy}$	-10.51%	**< 0.05**	-31.63%	**< 0.05**
Intestino	$D_{Máx}$	1.23%	< 0.10	-0.44%	> 0.05

DISCUSIÓN

Tanto RP como MCO mejoran la cobertura del PTV a la vez que disminuyen la dosis recibida por la vejiga, con unos resultados similares entre sí. Se observa una menor variabilidad de los resultados sin que la viabilidad del tratamiento se vea comprometida.

CONCLUSIONES

Con RP y MCO se obtiene una mejora respecto a los tratamientos calculados manualmente, a nivel dosimétrico y de optimización de recursos. Por tanto, se pueden considerar herramientas prometedoras que pueden mejorar la eficacia y calidad de los tratamientos de radioterapia.

DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLEMENTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (II): TRATAMIENTOS DE LESIONES GÁSTRICAS

Villar, C. (1); Miguel, D. (1); Soto, R. (1); Sánchez, M. (1); Montoya, P. (1); Andrés, C. (1); Pena, S. (1); Hurtado, A. E. (1); Donis, S. (1); Del Castillo, Á. (1); Pérez, F. (1); Agulla, M. (1); Antón, D. (1); Alonso, D. (1); De Frutos, J. (1); Torres, R. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid;

INTRODUCCIÓN

Este estudio sigue un análisis anterior realizado con pacientes con cáncer rectal, en el que se examinaron las diferencias en el histograma dosis-volumen (HDV) entre la planificación inversa manual y la obtenida mediante el uso de RapidPlanTM (RP) y Multi-Criterial OptimizerTM (MCO) (herramientas de Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU). Se traslada este análisis a pacientes con lesiones gástricas, evaluando las diferencias entre las planificaciones de tratamientos utilizando RP y MCO con las realizadas de forma manual antes de obtener dichas licencias.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan 20 pacientes tratados en nuestra institución en el 2020, cuando RP y MCO no estaban disponibles. La dosis prescrita fue de 45 en 25 fracciones para el volumen de tratamiento (PTV). Se usó el modelo de RP, entrenado con más de 70 pacientes, así como MCO, comparando sus HDVs con los de la planificación original. Para verificar si las diferencias son estadísticamente significativas, se utiliza la prueba de Wilcoxon, en la que un valor $p<0.05$ implica que las diferencias son estadísticamente significativas. El algoritmo de cálculo fue Acuros XB v16.1.2 con cálculos en GPU.

Igual que en el estudio anterior, al usar RP se ejecutó la optimización sin intervención manual. Para MCO, la planificación se optimizó por un especialista.

Se evaluaron los HDV de los PTVs y de los órganos de riesgo (OARs): Médula espinal, hígado y riñones. La evaluación de los planes se realizó mediante $D_{Máx}$, V_{100} y V_{95} para los PTVs; $D_{Máx}$ para la médula, D_{Med} y V_{30} para el hígado y D_{Med}, V_{28} y V_{12} para la suma de los riñones. Adicionalmente, se analizan el tiempo de planificación y las unidades monitor (UM).

RESULTADOS

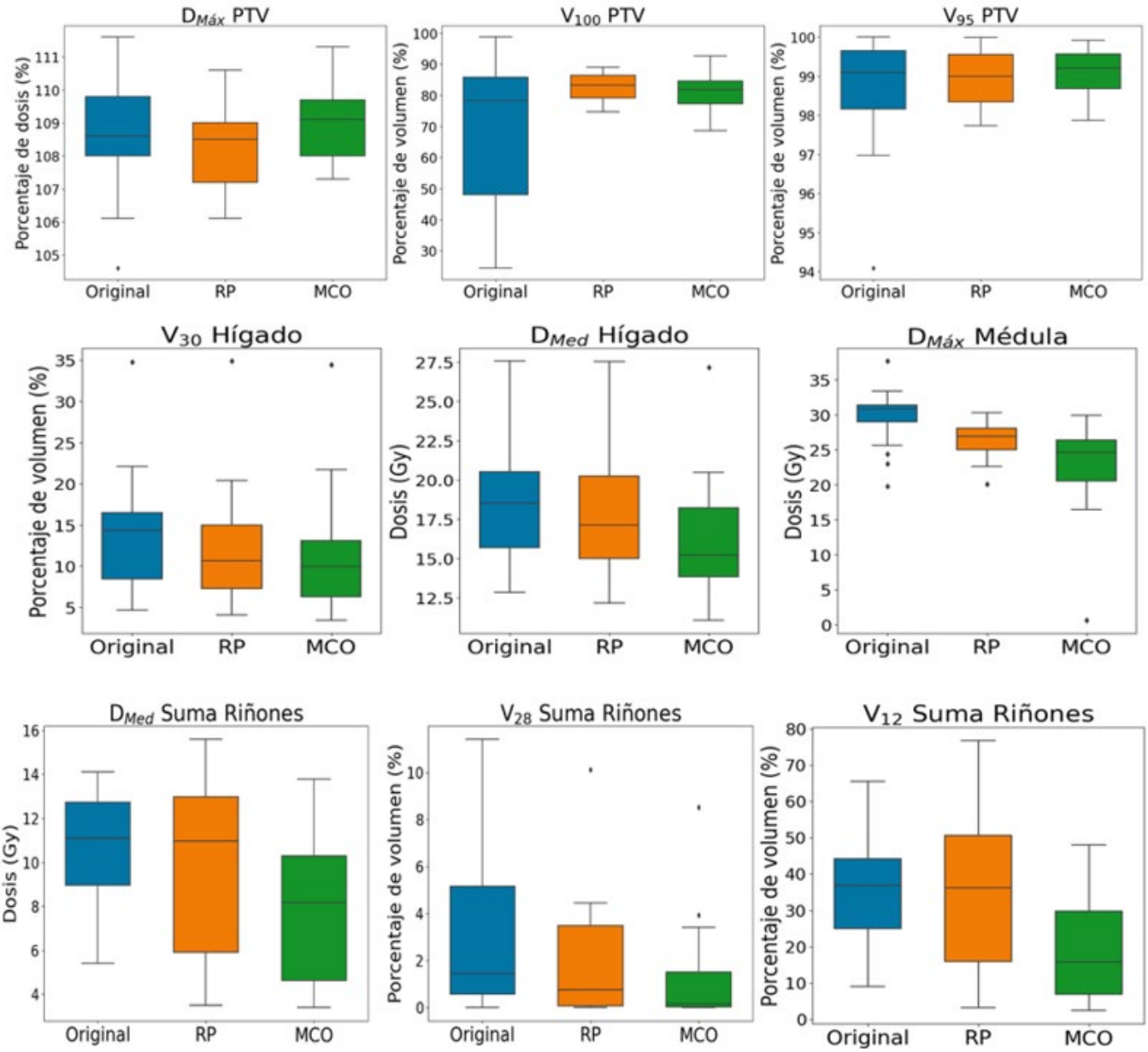
Los resultados para los PTVs y OARs se encuentran resumidos en la Tabla 1. Para los PTVs las diferencias no son estadísticamente significativas, pese a mejorar los resultados. Para el hígado y la médula espinal, RP y MCO han obtenido mejoras estadísticamente significativas, siendo mayores en el caso de MCO. Para los riñones en conjunto, RP consigue una mejora estadísticamente significativa de más del 30% en el caso del V_{28} Gy, mientras que MCO obtiene unas mejoras aún mayores que RP para dicho parámetro además de para D_{Med} y V_{12}. El tiempo medio de cálculo en una planificación manual fue 30 minutos, mientras que para RP y MCO fue de 5 y 10 minutos respectivamente. Las UM para RP y MCO aumentaron en un 0.4% y un 15.9% correspondientemente. En todo caso, la verificación con Portal Dosimetry es válida según el criterio Gamma (2mm,2%) para cada planificación.

DISCUSIÓN

RP y MCO mantienen la cobertura del PTV a la vez que disminuyen la dosis recibida por los OARs, con unos mejores resultados para MCO. Se observa una menor variabilidad de los resultados sin comprometer la viabilidad del tratamiento.

CONCLUSIONES

Con RP y MCO se obtiene una mejora respecto a los tratamientos calculados manualmente, a nivel dosimétrico y de optimización de recursos, siendo MCO quien ofrece una mayor mejora.



Estructura	Parámetro	RP Vs Original		MCO Vs Original	
		Diferencia (%)	P	Diferencia (%)	P
PTV	$D_{Máx}$	-0.29%	> 0.05	0.27%	> 0.05
	$V_{100\ \%}$	18.91%	> 0.05	17.46%	> 0.05
	$V_{95\ \%}$	0.26%	> 0.05	0.47%	> 0.05
Hígado	$V_{30\ Gy}$	-10.14%	**< 0.05**	-15.26%	**< 0.05**
	D_{Med}	-4.19%	**< 0.05**	-12.75%	**< 0.05**
Médula Esp.	$D_{Máx}$	-9.99%	**< 0.05**	-23.71%	**< 0.05**
Riñón Tot.	D_{Med}	-1.99%	> 0.05	-23.77%	**< 0.05**
	$V_{28\ Gy}$	-39.96%	**< 0.05**	-58.85%	**< 0.05**
	$V_{12\ Gy}$	6.57%	> 0.05	-41.55%	**< 0.05**

DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLEMENTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (III): TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO

Villar, C. (1); Miguel, D. (1); Sánchez, M. (1); Soto, R. (1); Montoya, P. (1); Pena, S. (1); Andrés, C. (1); Pérez, F. (1); Agulla, M. (1); Antón, D. (1); Hurtado, A. E. (1); Donis, S. (1); Del Castillo, Á. (1); Alonso, D. (1); De Frutos, J. (1); Torres, R. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid;

INTRODUCCIÓN

Este estudio consiste en la continuación de dos análisis previos, realizado con pacientes con cáncer rectal y con lesiones gástricas, en los que se examinaron las diferencias en el histograma dosis volumen (HDV) obtenido con el uso de RapidPlanTM (RP) y Multi-Criterial OptimizerTM (MCO) (herramientas de Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU) y el obtenido en la planificación inversa manual antes de obtener dichas licencias. Se traslada este análisis a pacientes con lesiones de cabeza y cuello.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan 12 pacientes tratados en nuestra institución en el 2020, cuando RP y MCO no estaban disponibles. La dosis prescrita fue de 66, 60 y 54 Gy en 30 fracciones para los volúmenes de tratamiento (PTV). Se usó el modelo de RP, entrenado con más de 150 pacientes, así como MCO, comparando sus HDVs con los de la planificación original. Para verificar si las diferencias son estadísticamente significativas, se utiliza la prueba de Wilcoxon, en la que un valor $p<0.05$ implica que las diferencias son estadísticamente significativas. El algoritmo de cálculo fue Acuros XB v16.1.2 con cálculos en GPU.

Igual que en anteriores estudios, con RP se ejecutó la optimización sin intervención manual. Para MCO, la planificación se optimizó por un especialista.

Se evaluaron los HDV de los PTVs y de los órganos de riesgo (OARs): Médula espinal, parótidas, cócleas, esófago, nervios ópticos y tronco cerebral. La evaluación de los planes se realizó mediante $D_{Máx}$, V_{100} y V_{95} para los PTVs; $D_{Máx}$ para la médula, tronco cerebral y nervios ópticos; y D_{Med} para parótidas, cócleas y esófago. Adicionalmente, se analizan el tiempo de planificación y las unidades monitor (UM). Resultados

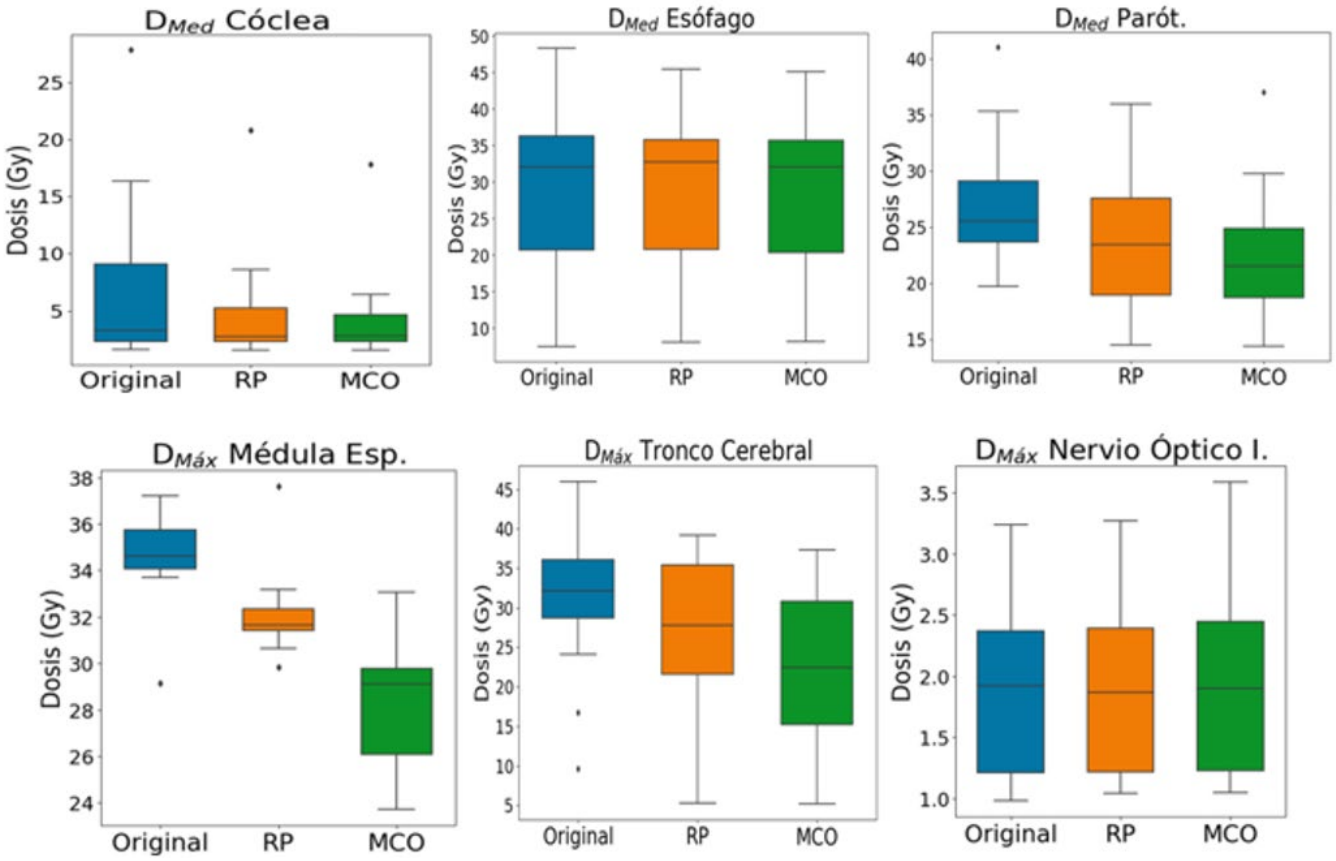
Los resultados para los PTVs y OARs se encuentran resumidos en la Tabla 1. Para los PTVs las diferencias no son estadísticamente significativas. Para las cócleas, tronco cerebral y médula espinal, RP y MCO ofrecen mejoras con relevancia estadística, siendo mayores las obtenidas con MCO. En el caso de las parótidas, únicamente MCO ofrece mejoras estadísticamente significativas. Para los nervios ópticos y el esófago, las diferencias no tienen relevancia estadística. El tiempo medio de cálculo en una planificación manual fue de entre 60 y 180 minutos, mientras que para RP y MCO fue de 5 y 20 minutos respectivamente. Las UM para RP y MCO disminuyeron en un 15.1% y un 3.1% correspondientemente. En todo caso, la verificación con Portal Dosimetry es válida según el criterio Gamma (1mm, 1%) para cada planificación.

DISCUSIÓN

De forma general, RP y MCO mantienen la cobertura de los PTVs a la vez que disminuyen las dosis recibidas por los distintos OARs, con unos mejores resultados para MCO. Se observa una menor variabilidad de los resultados, algo que demuestra la robustez de las herramientas usadas para este tipo de tratamientos.

CONCLUSIONES

A nivel dosimétrico y de optimización de recursos, RP y MCO obtienen una mejora respecto a los tratamientos calculados manualmente, siendo MCO quien ofrece una mayor ventaja dosimétrica y RP una mejor gestión de recursos.



Estructura	Parámetro	RP Vs Original		MCO Vs Original	
		Diferencia (%)	P	Diferencia (%)	P
PTV66	$D_{Máx}$	0.38%	> 0.05	0.71%	> 0.05
	$V_{100\,\%}$	-7.91%	> 0.05	-2.96%	> 0.05
	$V_{95\,\%}$	-0.36%	> 0.05	0.34%	> 0.05
PTV60	$V_{100\,\%}$	3.01%	> 0.05	0.62%	> 0.05
	$V_{95\,\%}$	-1.90%	> 0.05	-0.79%	> 0.05
PTV54	$V_{100\,\%}$	-6.93%	**< 0.05**	-8.16%	> 0.05
	$V_{95\,\%}$	0.36%	> 0.05	0.02%	> 0.05
Cócleas	D_{Med}	-33.77%	**< 0.05**	-40.44%	**< 0.05**
Esófago	D_{Med}	0.44%	> 0.05	-0.97%	> 0.05
Parótidas	D_{Med}	-6.17%	> 0.05	-12.12%	**< 0.05**
Médula esp.	$D_{Máx}$	-7.17%	**< 0.05**	-18.23%	**< 0.05**
Tronco cerebral	$D_{Máx}$	-14.86%	**< 0.05**	-28.07%	**< 0.05**
Nervios Ópt.	$D_{Máx}$	-1.22%	> 0.05	1.45%	> 0.05

PLANIFICACIÓN ROBUSTA DE VMAT EN PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA Y SELECCIÓN DE UN BOLUS DE OPTIMIZACIÓN, VERIFICACIÓN CON DOSIMETRÍA EN VIVO

Navarro Ibarra, C. (1); Solís Preciado, N. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Pardo Perez, E. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Forner Forner, A. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); García De Acilu Laa, M. P. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Núñez Muñoz, J. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rahmouni Alami Afazaz, S. (1)

(1) Hospital Universitario de Toledo

INTRODUCCIÓN

La técnica de radioterapia con arco modulado volumétrico (VMAT) se está convirtiendo en un estándar para pacientes con cáncer de mama y afectación de ganglios axilares. Sin embargo, su alta modulación comparada con campos estáticos ha generado cierta preocupación sobre la precisión de la administración del tratamiento debido al movimiento inter- e intrafraccion durante el tratamiento en particular debido al “skin flash”

El objetivo principal de este estudio fue investigar la robustez de la planificación VMAT en estos pacientes. Los objetivos secundarios fueron encontrar la densidad óptima (HU) del bolus de optimización y evaluar la dosimetría en vivo (DIV) con el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) del acelerador.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se incluyeron diez pacientes. Los planes fueron optimizados con estructuras auxiliares, extendiendo el volumen objetivo planificado (PTV) 8 mm fuera del contorno de la piel para abrir los colimadores de hojas múltiples (MLCs) en la superficie, y utilizando bolus de optimización de 10 mm asignados a densidades de 0HU, -100HU y -300HU. Se creó una estructura adicional (zz_Piel) de aproximadamente 8 mm de grosor para evitar pérdida de cobertura en la superficie (ver Figura 1). Las estructuras son generadas mediante un script en el planificador eclipse.

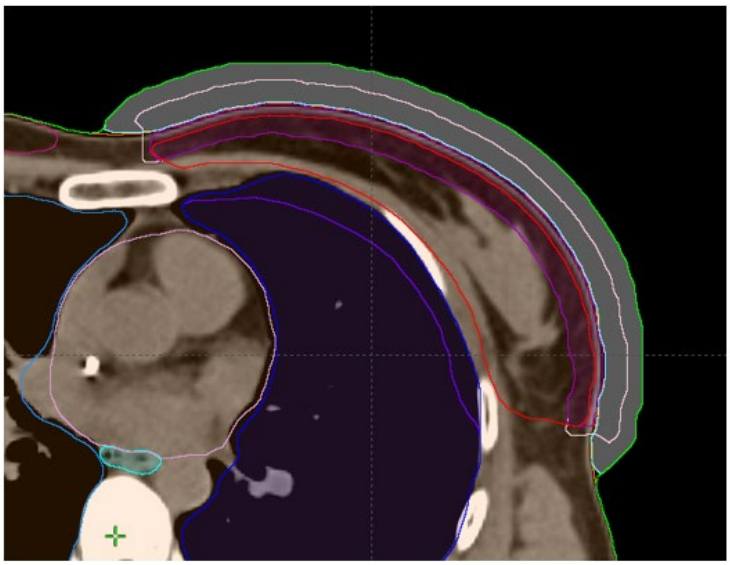


Figura 1: Estructuras adicionales generadas: en rosa el “PTV expandido”, en cian el bolus añadido y en azul la estructura “zz_Piel”

Para reducir la complejidad del plan, se configuró en alto el “aperture shape controller” (ASC) y se limitaron las unidades monitor (MU) a 650 .

La dosis final se calculó sin el bolus. Las dosis se recalcularon con la herramienta de parámetros de incertidumbre del plan, aplicando un desplazamiento de 5 mm en las direcciones X/Y/Z. Se compararon las dosis en la superficie (zz_Piel) y el PTV registrando D95% y D2%. También se evaluaron las dosis a órganos de riesgo (OAR). Finalmente, durante el tratamiento en 10 pacientes se realizó DIV.

RESULTADOS

Los planes optimizados con diferentes densidades (HU) en el bolus mostraron que las dosis D95% y D2% al PTV y la superficie eran mayores con HU=0 y HU=-100, siendo similares entre ambos, mientras que HU=-300 presentaba menores dosis (ver Tabla 1). Las dosis a los OARs fueron muy similares en los tres planes. La DIV se observa que más del 95% de las fracciones pasan las tolerancias locales.

	Dosis	HU=0	HU=-100	HU=-300
PTV	D95%	96,7	96,4	94,9
	D2%	105,9	105,6	104,1
Superficie	D95%	95,7	95,3	93,9
	D2%	106,1	106,1	104,5
Pulmon ipsilat.	Mean dose (Gy)	7,3	7,3	7,4
	V16Gy(%)	13,9	14,1	14,3
Corazón	Mean dose (Gy)	3,8	3,8	4,0
	V16Gy(%)	1,5	1,5	1,7

Tabla 1A: Dosis en el PTV, superficie y OARs para tres diferentes valores de HU en el bolus añadido.

	Dosis en Superficie (8mm de espesor) D95%		
	HU=0	HU=-100	HU=-300
Shift x+5mm	95,8	94,5	93,9
Shift x-5mm	94,1	94,1	91,3
Shift y+5mm	95,4	95,1	93,8
Shift y-5mm	95,3	95,0	93,3
Shift z+5mm	95,9	95,8	94,6
Shift z-5mm	93,4	92,8	90,0

Tabla 1B: Dosis en la superficie (8mm de espesor) para tres diferentes valores de HU utilizando la herramienta de parámetros de incertidumbre del plan

TABLA 1: A. Dosis en el PTV, superficie y OARs para tres valores de HU en el bolus añadido; B Dosis en la superficie (8mm de espesor) para tres valores de HU utilizando la herramienta de parámetros de incertidumbre del plan

DISCUSIÓN

Los resultados muestran que la selección de un bolus con HU=0 o HU=-100 garantiza una cobertura adecuada y robusta.

Además, los valores similares en los OARs destacan la seguridad de ambas opciones. Conclusión

Los bolus con densidades HU=0 y HU=-100 proporcionan una cobertura de dosis superficial (8mm de profuncidad) y del PTV adecuada. El enfoque combinado de estructuras auxiliares, ASC alto y limitación de MU garantiza planes robustos y efectivos.

NIVELES DE REFERENCIA DE UNIDADES DE MONITOR PARA EL CONTROL DE LA COMPLEJIDAD DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO

Candela Juan, C. (1); Latorre-Musoll, A. (1); Castro, C. (1); Sáez, J. (1)
(1) Hospital Clínic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

En tratamientos de IMRT o VMAT, el optimizador del sistema de planificación puede llegar a alcanzar soluciones empleando fluencias o campos muy modulados que elevan innecesariamente las unidades de monitor (UM). El objetivo de este estudio fue definir niveles de referencia (NR) de UM/Gy en función de la localización de la patología. Además, para el caso de próstata se validó si dichos NR pueden emplearse para reducir la complejidad del plan.

MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro Servicio, para cada plan de tratamiento se registran vía scripting unas 50 variables, incluyendo: identificación del paciente, prescripción, localización tratada, identificación del plan, técnica de tratamiento, campos de tratamiento y UM. Para este estudio se consideraron los planes registrados entre septiembre de 2023 y diciembre de 2024. Estos se optimizaron con el planificador Eclipse v.16.1, sin limitar las UM, excepto para las SBRT/SRS. El factor de calibración en condiciones de referencia isocéntricas es de 0.8 Gy para 100 UM. Del registro se omitieron los tratamientos con técnica conformada 3D, planes con valores atípicos y localizaciones con <50 planes. Para cada localización se identificó la solución de clase dada por la combinación del número de campos/arcos y energía con mayor número de planes. Para cada solución se evaluó el NR como la mediana de las UM divididas por la dosis por sesión prescrita. Por último, se reoptimizaron 10 planes de próstata que tenían UM/Gy superior al tercer cuartil, limitando en el optimizador las UM a la mediana obtenida para esa localización, con prioridad 90.

RESULTADOS

1387 de 3411 planes registrados superaron los criterios de inclusión. La tabla 1 muestra la solución de clase y el NR para cada localización. La figura 1 muestra la distribución de UM/Gy en función de la localización.

Localización	Técnica	Número de campos/arcos	Energía (MV)	Número de planes	Mediana de UM/Gy
Mama	IMRT	4	6x	156	281
Mama con nódulos linfáticos	IMRT	5	6x	95	382
Sistema Nervioso Central	VMAT	2	6x	38	276
	VMAT SRS	2	6x-FFF	34	181
Ginecológico	VMAT	3	6x	80	462
Cabeza y cuello	VMAT	3	6x	130	364
Pulmón	VMAT	2	6x	93	300
	VMAT SBRT	2	6x-FFF	59	219
Próstata	VMAT	2	6x-FFF	92	377
Próstata con pelvis	VMAT	3	6x	49	410

TABLA 1. Solución de clase y NR de UM/Gy para cada una de las localizaciones.

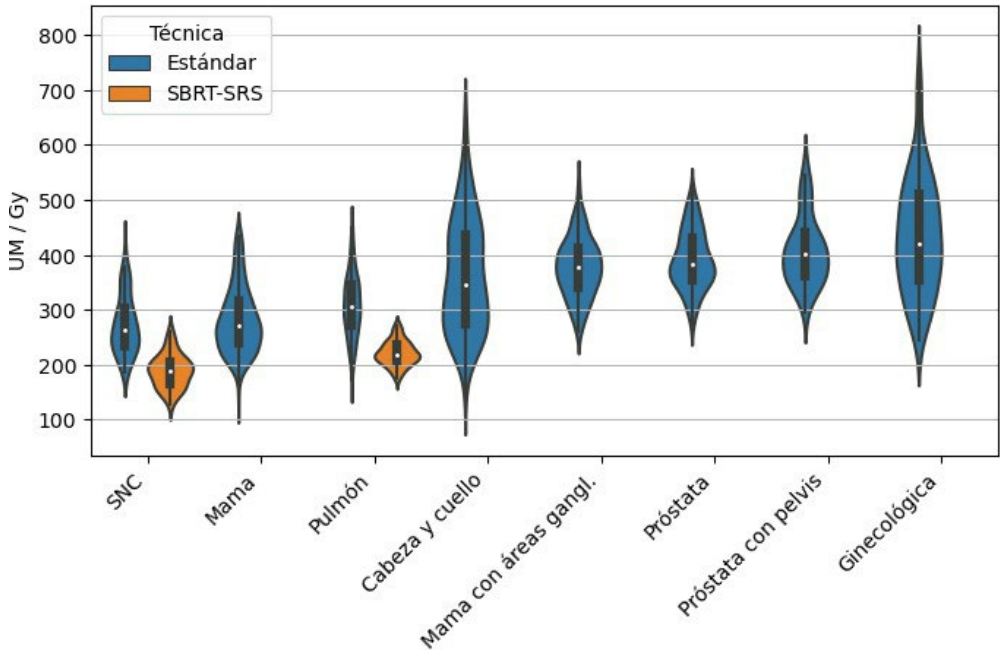


FIGURA 1. Número de UM por dosis prescrita en función de la localización.

Un análisis estadístico muestra que hay variación de las UM/Gy en función de la localización, técnica de tratamiento y número de campos/arcos. No se observa variación con la energía.

En los 10 planes de próstata reoptimizados se consiguió reducir las UM un 21.7% en promedio (rango 17.2%-27.9%), con una consecuente reducción del factor de modulación, obteniendo una distribución de dosis equivalente a la original.

DISCUSIÓN

Los niveles de referencia propuestos de UM por localización se pueden utilizar para reducir la modulación (y, consecuentemente, la complejidad) de los planes de tratamiento de forma más eficiente que con el uso de unos niveles generales. Además, puede servir como evaluación redundante del cálculo de UM realizado por el planificador. Valores anormalmente altos o bajos comparados con la referencia deberían ser analizados con más cautela para descartar que pueda ser un plan subóptimo o un error de cálculo.

CONCLUSIONES

Se han propuesto niveles de referencia de UM por localización que, al menos para el caso de próstata, permiten reducir más eficientemente la complejidad de los planes más modulados.

PUESTA EN MARCHA DE UN TABLERO DE FIBRA DE CARBONO SOBRE LA MESA DE TRATAMIENTO EN NUESTRO SISTEMA DE PLANIFICACIÓN

Lorenzo Casas, E. (1); Escobar Corominas, I. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Sánchez Ruipérez, J. (2); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de radioterapia, es fundamental conocer el impacto dosimétrico que tienen los sistemas de inmovilización y soporte empleados durante la planificación. El objetivo de este trabajo es evaluar si nuestro planificador de tratamiento (TPS) Eclipse v16.1.2 es capaz de reproducir correctamente la atenuación de un nuevo tablero de fibra de carbono adquirido para el tratamiento de TBI con VMAT (TBI Step, IT-V).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplea un maniquí de agua sólida RW3 de 30x30x15 cm3 con inserto para cámara de ionización tipo Farmer (PTW 30013), sobre el que se posiciona el tablero.

Con el CT adquirido, se planifica en Eclipse un campo antero-posterior (AP) de tamaño 10x10 cm2 y 200 UM para un acelerador TrueBeam (Varian) con energía de 6 MV y algoritmo de cálculo AcurosXB 16.1.2. La diferencia de los valores de dosis media en la cámara con y sin el tablero que nos da nuestro TPS es una medida de la atenuación de este. Estos resultados, se comparan con las medidas experimentales en el acelerador con la cámara Farmer colocada en su inserto y conectada al electrómetro UNIDOS Webline (PTW).

Para estudiar además la variación de la atenuación con la inclinación del haz, se realiza otra verificación equivalente con un plan de VMAT.

Dado que el tablero tiene espesor variable, al ser la parte central significativamente más gruesa (ver figura 1), se ha realizado este procedimiento en dos posiciones longitudinales (fina y gruesa).



FIGURA 1. Tablero TBI STEP, IT-V

RESULTADO

En la tabla se muestran los valores aportados por el planificador y las medidas hechas en la máquina, así como los cálculos de la atenuación por ambos métodos.

AP 10x10 cm²	Sin mesa	Tablero (parte fina)	Tablero (parte gruesa)	Atenuación parte fina	Atenuación parte gruesa
Medidas experimentales	22,91 nC	22,17 nC	19,53 nC	3,23 %	14,75 %
	22,91 nC	22,17 nC	19,54 nC	3,23 %	14,71 %
	22,91 nC	22,17 nC	19,54 nC	3,23 %	14,71 %
Eclipse	1,588 Gy	1,544 Gy	1,372 Gy	2,77 %	13,60 %
VMAT	Sin mesa	Tablero (parte fina)	Tablero (parte gruesa)	Atenuación parte fina	Atenuación parte gruesa
Medidas experimentales	5,102 nC	4,994 nC	4,655 nC	2,12 %	8,76 %
	5,103 nC	4,986 nC	4,655 nC	2,29 %	8,78 %
	5,102 nC	4,992 nC	4,656 nC	2,16 %	8,74 %
Eclipse	2,008 Gy	1,981 Gy	1,863 Gy	1,34 %	7,22 %
Diferencia métodos	Tablero (parte fina)		Tablero (parte gruesa)		
AP 10x10 cm²	0,46 %		1,12 %		
VMAT	0,84 %		1,54 %		

DISCUSIÓN

Los valores de atenuación son dependientes de la zona del tablero en la que inciden los haces, llegando a alcanzar un 14% en la zona más gruesa para un campo directo. Sin embargo, y dado que, en el tratamiento previsto para su uso, la entrada del haz se va a repartir a lo largo de todos los ángulos y extensión del tablero, cabe esperar que estos valores sean significativamente menores. Además, las diferencias entre ambos métodos de cálculo son inferiores al 1,5% por lo que se pueden considerar compatibles.

CONCLUSIONES

La validación del modelado del tablero es imprescindible para una buena calidad de tratamiento. A la vista de los resultados obtenidos, no será necesario ningún ajuste adicional de densidad en el CT de planificación para realizar una correcta dosimetría.

SUMA DE DOSIS DE DISTINTOS CT: APLICACIÓN A SUMA EN EQD2 Y SUMA DE PLANES INDIVIDUALES EN MRIDIAN (VIEWRAY)

Meilán Bermejo, E. (1); Benítez Serrano, J. A. (2); Gonsalves Pieretti, D. (1); González Ferreira, J. A. (3); Fernández Pascual, C. (1)
(1) GenesisCare La Milagrosa; (2) GenesisCare Córdoba; (3) GenesisCare Sevilla

INTRODUCCIÓN

Cada vez se presentan más casos de reirradiaciones en una zona ya tratada. O incluso, con nuevas tecnologías, se realiza radioterapia adaptiva cada día. Todo ello dificulta tener una imagen general del efecto de todos los tratamientos administrados. En esta comunicación se verá un método fácil para poder sumar y evaluar estos efectos. También se discutirá su utilidad, sus limitaciones y las incertidumbres asociadas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para hacerlo se usa el programa MIM (MIM Software Inc) y se necesitan los archivos DICOM de los tratamientos que se quieran sumar o analizar: imágenes, estructuras, dosis y plan. Si se quiere hacer la suma en EQD2, evidentemente, se necesitan también los parámetros del modelo radiobiológico que se vaya a utilizar.

RESULTADOS

Con este método en pocos minutos se puede tener una muy buena estimación del efecto de distintos tratamientos en su conjunto. Esto es especialmente útil con los órganos de riesgo, ya que la toxicidad de cada uno de los tratamientos se acumula. Con casos complejos se puede hacer un proceso iterativo en el que se crea un plan, se comprueba si cumpliría los constraints para dicho órgano, y en caso de ser inaceptable se puede volver atrás y reoptimizar el plan teniendo en cuenta la dosis que le podría llegar. Si todos los tratamientos se prescriben al mismo fraccionamiento se podría analizar tal cual, pero si no siempre se puede convertir a EQD2 y analizarlo con las restricciones de dosis publicadas en distintos artículos. Si se convierte a EQD2 es cuando se necesitarían los parámetros del modelo que se vaya a usar. Si es el clásico LQ, que es lo que se usa la mayoría de veces por conservadurismo, solamente haría falta el a/b de cada uno de los órganos que se quieran analizar.

También se puede ver el efecto de cada una de las sesiones de tratamiento con MRIdian, un sistema que hace radioterapia adaptativa diaria y, por tanto, cada día se tiene un nuevo plan de tratamiento.

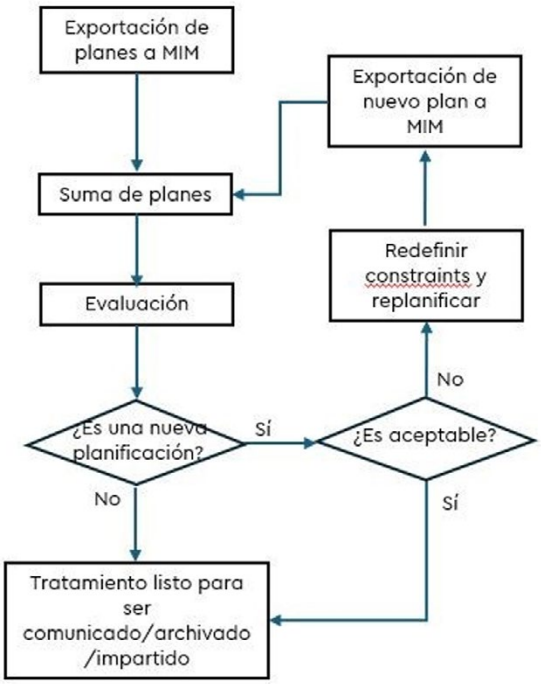
El método es aplicable a cualquier situación en la que haya distintos planes de tratamiento, sean con la misma imagen o con otra distinta, en otro momento o durante el mismo curso oncológico.

DISCUSIÓN

Incluir este procedimiento en el flujo de trabajo normal de las reirradiaciones o de los pacientes complicados de MRIdian permite evaluar estos casos complejos de la mejor manera posible. Si además se combina con otros cálculos como el NTCP, permite conocer los riesgos de una reirradiación con antelación a que se den, y analizar si estos riesgos son asumibles o no, así como informar adecuadamente a los pacientes. También permite optimizar mejor los tratamientos en pacientes poliirradiados.

CONCLUSIONES

Este método ha hecho mejorar la calidad de los tratamientos, así como analizar y reducir los riesgos de reirradiar pacientes, incluso con distintos fraccionamientos, como por ejemplo un tratamiento de pulmón con varias SBRT en la misma zona.



ANÁLISIS DE ASIGNACIONES DE DENSIDAD EN PLANIFICACIÓN DE SBRT DE PULMÓN

Ruiz García, E. (1); Torres Donaire, J. (1); Zambrano Salas, E. (1); Rivas Morales, J. J. (1)
(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

INTRODUCCIÓN

Una de las mayores incertidumbres del cálculo de dosis de las SBRT de pulmón son las heterogeneidades propias anatómicas de la zona y los cambios de densidad posicionales debido al movimiento respiratorio durante el tratamiento. Por esta razón se han propuesto diversos métodos de correcciones de densidad para homogeneizar el volumen de tratamiento, con el fin de mejorar el proceso de optimización y cálculo. El objetivo del presente trabajo es analizar el comportamiento del cálculo de fluencias del optimizador de Eclipse (Varian Medical Systems) con método de corrección de densidad y con el algoritmo AXB para TC estáticos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el método descrito por *Wiant et al.* para las asignaciones de densidad en el PTV, analizado y validado para el algoritmo AAA (Varian Medical Systems):

- Se definirá el anillo PTV-ITV

- Se asigna al ITV el valor medio de HU del GTV.
- Se asigna al anillo el valor medio de HU de la media del GTV y la media del pulmón.

En la obtención de los datos del análisis seguiremos los siguientes pasos:

- Discretizaremos las estructuras ITV y ANILLO con la resolución de la matriz de dosis (
- por voxel)
- Calcularemos fluencias y deposición de dosis con y sin ajustes de densidad, todos con normalizaciones V100%=95%.
- Para el plan con ajuste de densidad, recalcularemos la deposición de dosis sobre el TC sin correcciones con las mismas UM que su plan original.

Discretizar las estructuras hace que disponer de los valores en cada vóxel sea más exacto. Además, hace que contemos con un gran número de datos para realizar alguna prueba estadística como una rho de Spearman que, en este caso, nos puede dar una idea de la similitud de las fluencias entre los planes.

RESULTADOS

En la figura 1 podemos ver gráficamente a la izquierda histogramas de las diferencias de dosis voxel a voxel y a la derecha los histogramas diferenciales de un paciente.

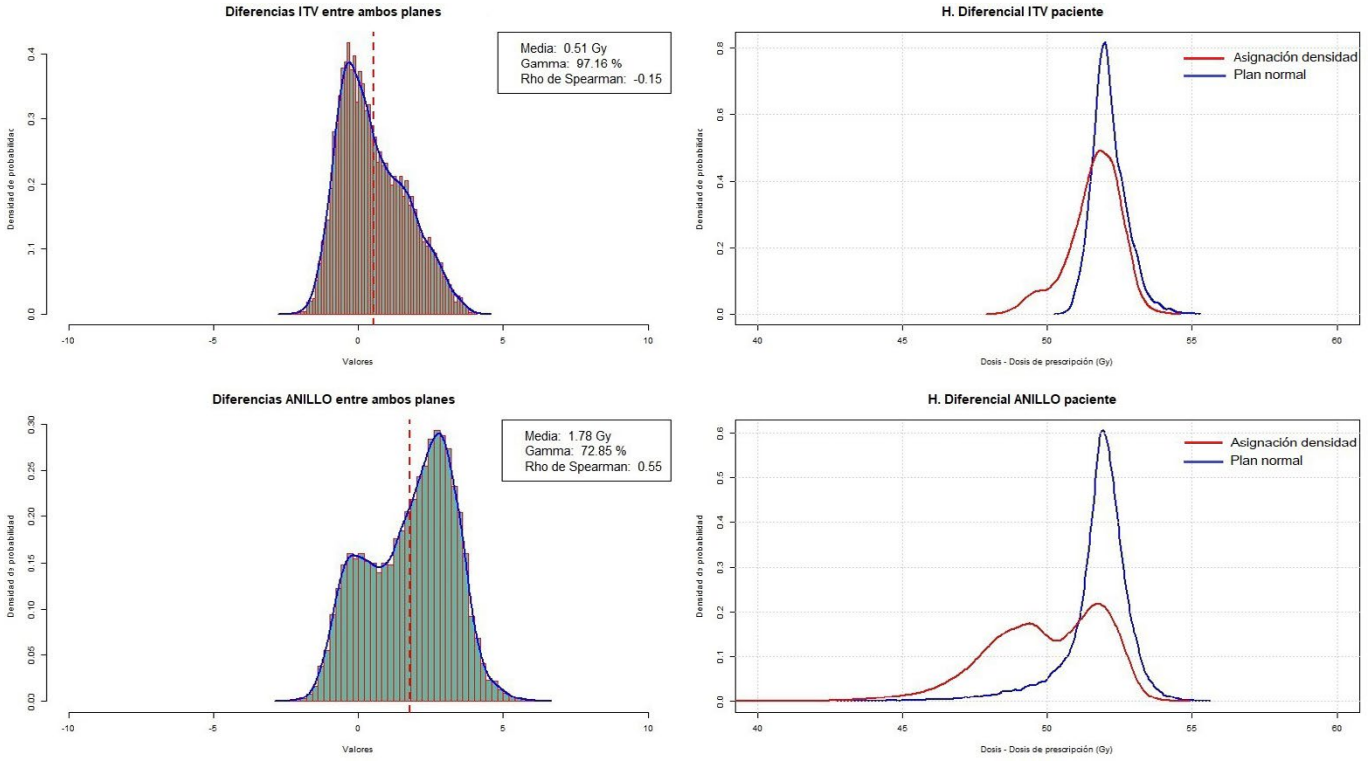


FIGURA 1.

En la figura 2 se presentan los valores de las diferencias dosimétricas de cada paciente y su desviación estándar. Por lo general, vemos que el PTV se infradosifica en los planes con densidad corregida.

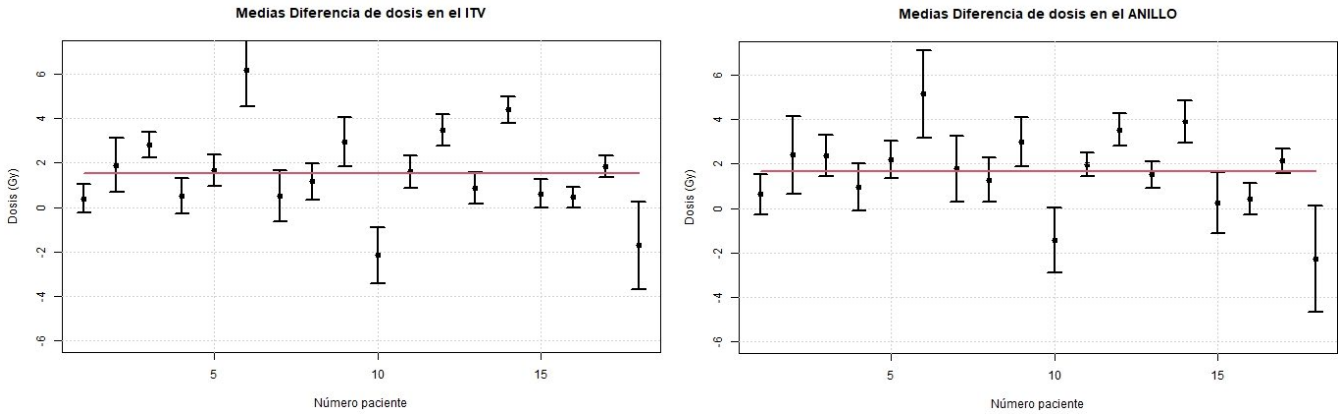


FIGURA 2.

DISCUSIÓN

En los planes de densidad corregida se observa mayor dispersión de los datos, que se puede traducir en pérdidas de homogeneidad. Además, no se encuentran correlaciones claras entre los vóxeles que, justifican aún más la diferencia en el cálculo de las fluencias del optimizador.

La dispersión observada en el anillo es mayor. Esto se debe a la menor densidad y pérdida de equilibrio electrónico que hace necesario aumentar la fluencia para compensarlo. Los resultados evidencian más esta pérdida de equilibrio, siendo los márgenes de PTV y el tipo de asignación de densidad claves para la planificación de esta técnica.

CONCLUSIONES

En general, no parece adecuado utilizar este ajuste de densidad propuesto por *Wiant et al.* con la planificación de tratamientos con AXB.

REFERENCIAS

WIANT D. ET AL. "ON THE VALIDITY OF DENSITY OVERRIDES FOR VMAT LUNG SBRT PLANNING". MED PHYS. 2014;41:081707.

CONCEPTO DE PTV EN MEDIOS HETEROGÉNEOS

Torres Donaire, J. (1); Ruiz García, E. (1); Zambrano Salas, E. (1); Rivas Morales, J. J. (1)
(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

INTRODUCCIÓN

Se define un volumen blanco de planificación (PTV) para tener en cuenta el riesgo de que el tumor se encuentre en una posición diferente durante el tratamiento que en la imagen de simulación. En el esquema de definición del PTV subyace que la dosis estática calculada no se modifica por el movimiento del tumor, lo cual suele ser suficiente si el PTV pertenece a una región homogénea. Sin embargo este concepto dista mucho de ser exacto en situaciones de gran heterogeneidad, pudiendo provocar sobre e infra-dosificaciones del tumor frente a la dosis planificada. Además, existen dificultades por la pérdida de equilibrio si el medio en poco denso y especialmente si los campos de tratamiento son pequeños.

El objetivo de este trabajo es estudiar cómo se modifica la dosis en un GTV inmerso en un medio de menor densidad (nódulo solitario en pulmón) simulando diversos desplazamientos del paciente en diversas situaciones de asignación de densidad, buscando hacer la planificación menos dependiente de la posición del GTV tanto en la colocación del paciente como durante el tratamiento debido al movimiento respiratorio.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se hace uso del planificador Eclipse (Varian Medical Systems) y el algoritmo de cálculo AXB. Se realiza un plan sin asignaciones adicionales de densidad, y otros dos asignando al PTV diferentes densidades: uno el promedio del número TC del GTV (dGTV) y otro el promedio del número TC de sí mismo (dPTV). Se realiza una planificación en cada uno con igual normalización y se trasladan los campos generados manteniendo las UM al TC sin ningún tipo de asignación de densidad. Adicionalmente se generan seis escenarios de desplazamiento con valor igual al margen dado para generar el PTV en las tres direcciones del espacio (opción "generar parámetros de incertidumbre de fotones").

Además, la falta de equilibrio electrónico es especialmente importante en volúmenes de tratamiento muy pequeños, por lo que se han estudiado tres tamaños de volumen bien diferenciados.

RESULTADOS

Se obtienen como resultado los histogramas dosis-volumen diferencial (HDVd) para el GTV del plan y de los escenarios desplazados, presentados en la figura 1.

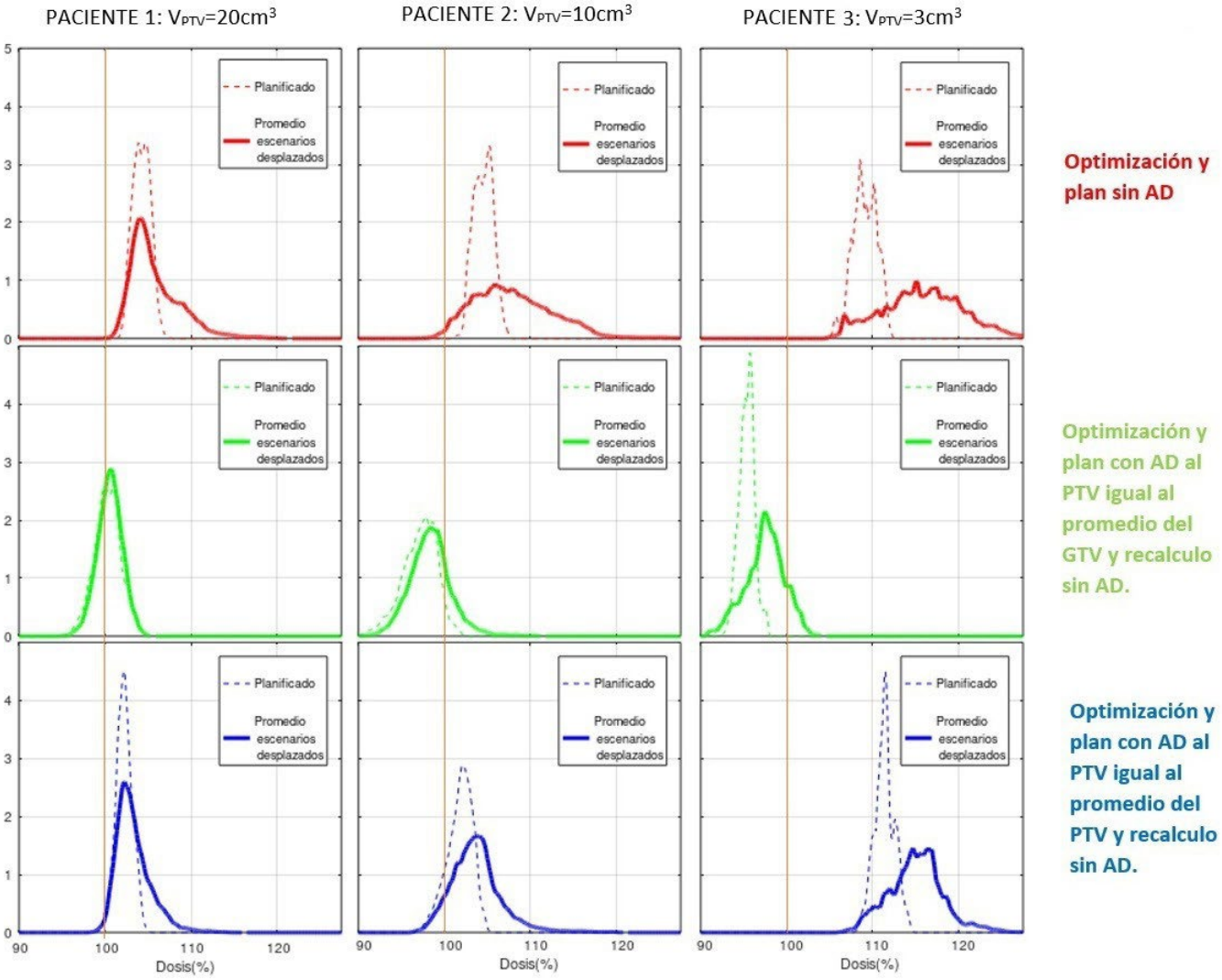


FIGURA 1.

DISCUSIÓN

Como las fluencias obtenidas a través del proceso de optimización, al usar un algoritmo como AXB, se intensifican en los bordes del PTV para compensar tanto la asignación de materiales poco densos como la falta de equilibrio electrónico, se observa que la planificación sin asignaciones nos lleva a una gran dispersión y sobredosificación de los valores de dosis en el GTV, incrementándose estos efectos cuanto menor es el volumen a tratar. Aunque menos agudos, estos efectos se observan también en dPTV en contrapartida con dGTV donde quedan muy reducidos pero infradosificados.

CONCLUSIONES

Se han expuesto varios ejemplos que evidencian las limitaciones del concepto de PTV en la planificación en medios heterogeneos. Un forma de enfrentar este problema pasa por disponer de algoritmos de optimización y planificación robusta que permitan la simulación de escenarios incluso en fotones.

COMPARATIVA DE ALGORITMO DE PLANIFICACIÓN COLLAPSED CONE Y MONTECARLO PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA CONFORMADA 3D DE MAMA

Tapia Pavón, A. (1); Cano Iglesias, E. (2)
(1) Hospital Universitario Reina Sofía; (2) HC Marbella y Hospital Universitario Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

El tratamiento radioterápico del cáncer de mama utiliza haces tangenciales que cubren toda la mama, protegiendo órganos críticos como pulmones, corazón y mama contralateral. En tratamientos 3D conformados es común el uso del algoritmo Collapsed Cone, mientras que el algoritmo Monte Carlo se reserva para modalidades de intensidad modulada, donde se requiere una mayor precisión de cálculo. Este estudio compara las diferencias dosimétricas entre tratamientos habituales de mama planificados con Collapsed Cone y los mismos tratamientos recalculados con Monte Carlo.

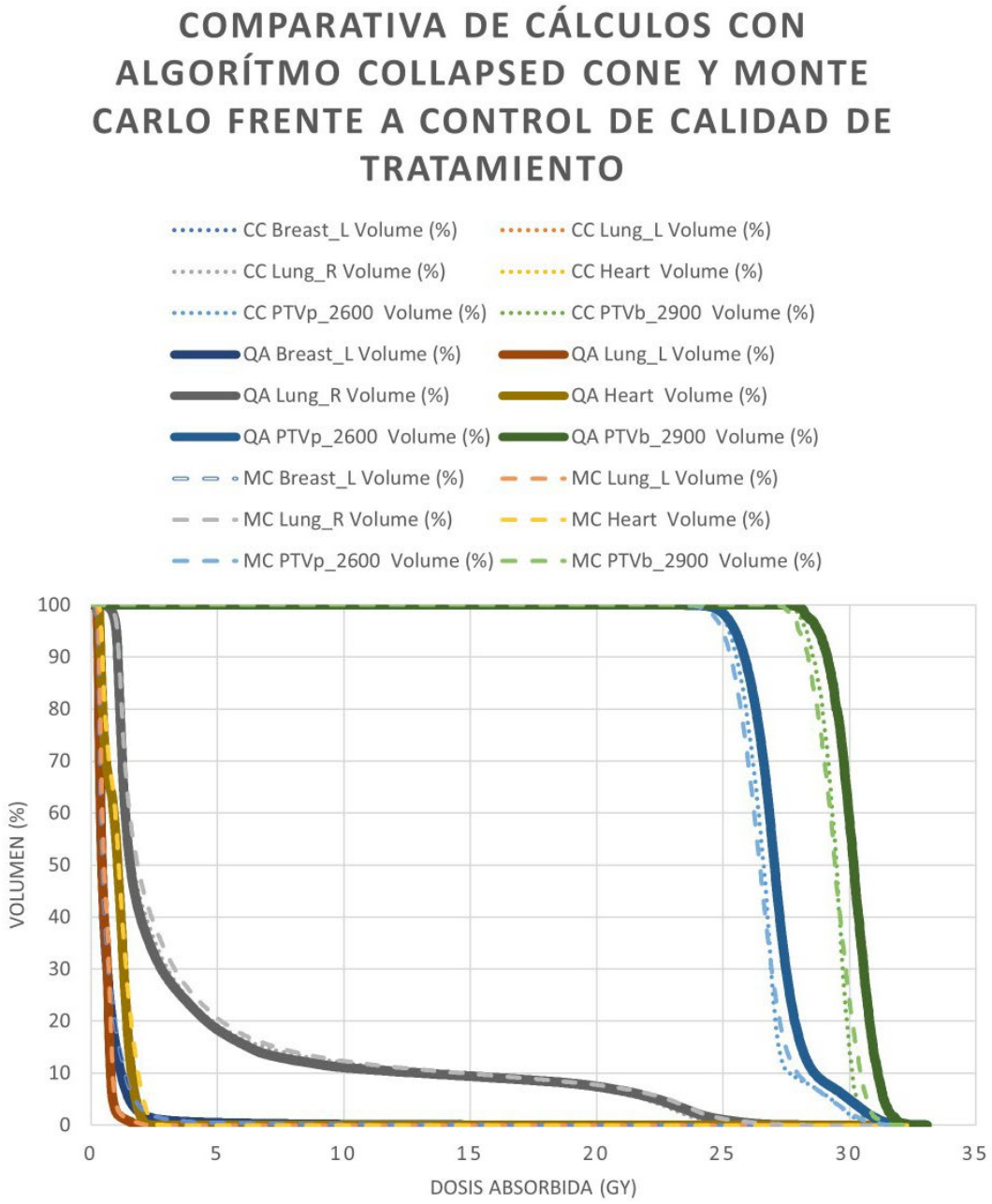
MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un análisis comparativo de los histogramas dosis-volumen (*DVH*) calculados con Collapsed Cone (HDV_{CC}) y Monte Carlo (HDV_{MC}) en el planificador Monaco 5.51. Se incluyeron 26 pacientes tratados con fraccionamientos de 26 Gy y boost de 29 Gy en 5 fracciones.

Para validar los resultados, se llevó a cabo el control de calidad (QA) de los tratamientos con ArcCheck y el software 3DVH. Este sistema permite obtener un nuevo DVH (HDV_{QA}) basado en medidas reales del acelerador (Elekta Versa HD), proporcionando una referencia para comparar los cálculos de los algoritmos.

RESULTADOS

En la figura 1 se muestra el HDV de un paciente representativo del estudio donde se observa el HDV_{QA} en líneas sólidas, el HDV_{CC} en líneas de puntos y el HDV_{MC} en línea de trazos.



Gráfica 1. HDV representativo del estudio.

La TABLA 1 presenta los valores promedio e intervalos de confianza del 95% para los órganos de riesgo y volúmenes de tratamiento, junto con la significancia del test t de Student para comparar valores obtenidos con los algoritmos frente a la referencia medida (HDV_{QA}).

	COLLAPSED CONE	MONTECARLO	QA
MAMA V3.6GY	0.33 ± 0.32 % (p=0.999)	0.39 ± 0.32 % **(p=0.046)**	0.33 ± 0.31 %
CORAZÓN D_{MEDIA}	0.95 ± 0.42 Gy **(p=0.027)**	1.14 ± 0.45 Gy (p=0.847)	1.13 ± 0.44 Gy
PULMÓN CONT. D_{MEDIA}	0.25 ± 0.06 Gy **(p=0.004)**	0.52 ± 0.15 Gy (p=0.725)	0.49 ± 0.15 Gy
PULMÓN IPSI. V12GY	7.19 ± 3.01 % **(p=0.008)**	11.29 ± 4.30 % (p=0.970)	11.30 ± 4.52 %
PTV2600 V24.7GY	98.33 ± 0.56 % (p=0.346)	97.92 ± 0.62 % **(p=0.029)**	98.62 ± 0.66 %
PTV2600 D_{MEDIA}	26.85 ± 0.16 Gy (p=0.381)	26.87 ± 0.24 Gy (p=0.310)	26.67 ± 0.36 Gy
PTV2600 D_{MAX}	30.59 ± 0.58 Gy **(p=0.007)**	32.17 ± 0.65 Gy (p=0.620)	32.63 ± 0.54 Gy
PTV2600 V27.55GY	98.91 ± 0.79 % (p=0.382)	98.22 ± 1.09 % **(p=0.029)**	99.21 ± 0.85 %
PTV2600 D_{MEDIA}	29.10 ± 0.22 Gy (p=0.382)	29.88 ± 0.645 Gy (p=0.775)	30.01 ± 0.62 Gy
PTV2600 V31.03GY	0.05 ± 0.01 % **(p=0.005)**	17.95 ± 7.44 % (p=0.278)	22.4 ± 10.17 %

TABLA 1. Valores medios de diferentes objetivos de planificación obtenidos con Collapsed Cone, Montecarlo y medido con QA. Bajo estos, significancia de la prueba t para comparar medias utilizando la medida QA como referencia, se marcan en rojo aquellos estadísticamente significativos para un α de 0.95.

DISCUSIÓN

Se observó como los valores calculados con algoritmo Montecarlo eran más precisos a la hora de evaluar las dosis en ambos pulmones, corazón y dosis máximas dentro de los volúmenes de tratamiento. No obstante, con algoritmo Collased Cone se obtuvo mayor precisión a la hora de calcular la dosis de cobertura del 95% de los volúmenes de planificación.

Aunque a priori, la planificación con Montecarlo parece más exacta, pues las diferencias observas en pulmones y corazón eran grandes con respecto a las de los volúmenes de tratamiento, debemos destacar que no son clínicamente significativas. Collapsed Cone presentó la ventaja de que los tiempos de cálculo eran significativamente menores y en entornos donde la eficiencia temporal sea imprescindible este algoritmo tendría preferencia.

CONCLUSIÓN

El algoritmo Monte Carlo ofrece mayor precisión y es ideal para casos que demandan exactitud dosimétrica, mientras que Collapsed Cone destaca por su rapidez, siendo útil en situaciones con alta carga de trabajo. Ambos métodos son válidos para tratamientos 3D conformados de mama, garantizando tratamientos impartidos de alta calidad.

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA PARA HABILITAR JAW TRACKING EN ARCOS CONFORMADOS EN EL PLANIFICADOR ECLIPSE DE VARIAN

Tenllado Baena, E. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Lorenzo Casas, E. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Granado Alonso, L. (1); Martín Rincón, C. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

La técnica *Jaw Tracking* en aceleradores lineales permite el continuo ajuste de las mordazas del colimador a las aperturas del multiláminas (MLC) durante la irradiación. En el planificador Eclipse (Varian), esta técnica solo se puede aplicar en campos de intensidad modulada (VMAT e IMRT). Se ha desarrollado un programa, ACJT.py, que permite habilitarla también en arcos conformados (AC).

MATERIAL Y MÉTODOS

ACJT.py, escrito en Python usando la librería *pydicom*, modifica un plan con un arco conformado creado y calculado en Eclipse y exportado en formato DICOM.

En cada punto de control (CP), las posiciones óptimas de las mordazas vendrán definidas por los pares de láminas activos del MLC: aquellos con apertura mayor que la menor permitida por el planificador (*minGap*). En CPs sin ningún par activo, se crea un campo del tamaño mínimo permitido evitando dejar expuestos los bordes de las láminas.

Para no superar la velocidad máxima de las mordazas, se calcula el tiempo entre CPs. Si una mordaza no puede llegar a tiempo hasta la posición calculada para el siguiente CP, pero sí hasta otra en la que no tape ningún par activo, se quedará en esa posición. En caso de bloquear el campo activo, se le asignará la posición calculada y se corregirán los CPs anteriores para permitirle llegar. Tampoco se superarán las posiciones extremas de cada mordaza.

Las posiciones finales de las mordazas se añaden a la etiqueta Beam Limiting Device Position Sequence (etiqueta DICOM (300A,011A)) de cada CP.

Para aplicar la técnica de *Jaw Tracking*, Eclipse tiene que interpretar el arco conformado como VMAT. Para esto, el programa modifica ligeramente el peso de los dos primeros CPs.

El plan resultante se vuelve a importar en el planificador.

RESULTADOS

Una vez importado, el planificador interpreta y calcula correctamente el nuevo campo con *Jaw Tracking*.

Se han evaluado diferentes situaciones, como PTVs excéntricos (Figura 1. Arriba: AC; abajo: ACJT.py), o zonas blindadas sin ningún par activo (Figura 2. Arriba: AC; abajo: ACJT.py), llegando siempre a soluciones correctas, sin tapar láminas activas ni superar limitaciones mecánicas.

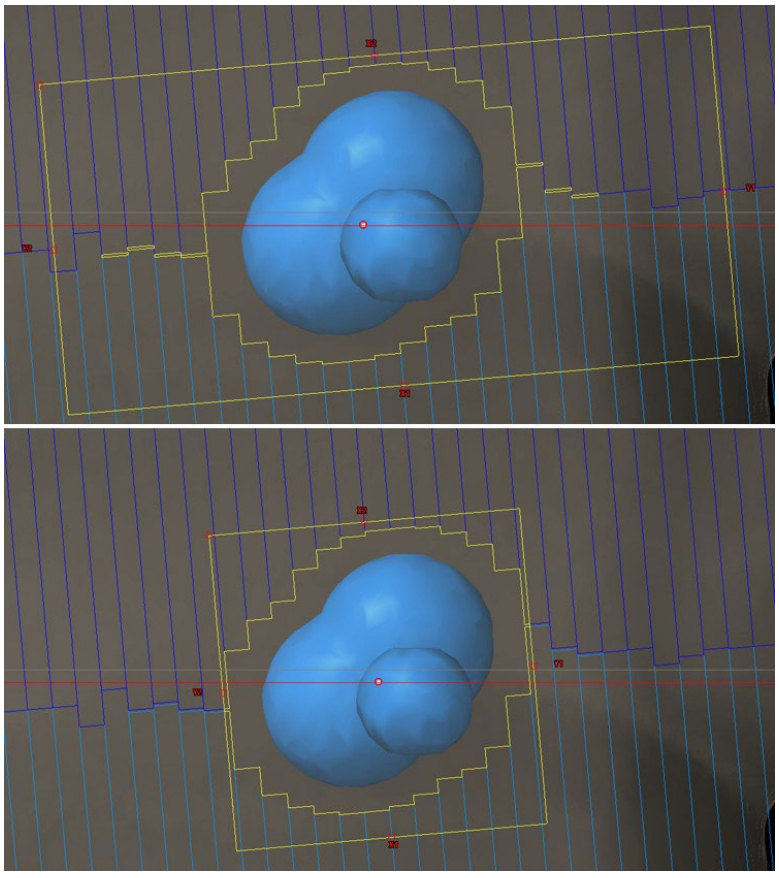


Figura 1.

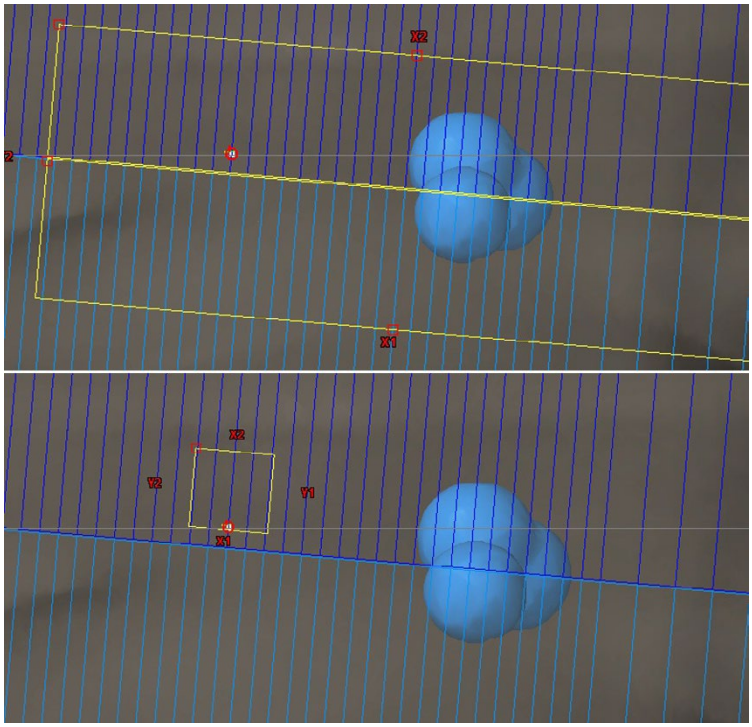


FIGURA 2.

Los campos creados de esta forma pueden utilizarse para tratamiento, pasando los mismos controles de calidad que cualquier otro.

DISCUSIÓN

El campo resultante no es dosimétricamente equivalente al original, ya que se elimina la radiación transmitida por el MLC en zonas que estaban expuestas. El cambio de peso de los primeros CPs también implica un mínimo cambio dosimétrico, menor que el anterior. Estas diferencias no suponen un problema, ya que el arco conformado se usará en planificación directa.

ACJT.py, al ser externo a Eclipse, es válido para otros sistemas de planificación.

CONCLUSIÓN

Se ha conseguido habilitar una funcionalidad que no está incluida en el planificador y que puede llegar a ser importante en casos de PTVs irregulares o alejados del isocentro. Pese al creciente uso de la planificación inversa, los arcos conformados siguen siendo una solución adecuada en muchas planificaciones, y la aplicación descrita ayuda a su implementación adecuándose a las características actuales de los aceleradores.

ANÁLISIS DE SESIONES DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN ETHOS Y BÚSQUEDA DE INDICADORES PREDICTIVOS DE CAMBIOS EN LOS PLANES

Tenllado Baena, E. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Vicente Bernal, R. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Sánchez Ruipérez, J. (2); Granado Alonso, L. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

En Ethos (Varian) se verifican experimentalmente los planes de referencia en radioterapia adaptativa (ART) antes del tratamiento, pero no los adaptados de cada sesión, cuya administración se verifica *a posteriori*. Esto introduce incertidumbre en el tratamiento, mayor cuanto más difiera el plan adaptado del de referencia. Se pretende identificar indicadores predictivos de estas diferencias en los tratamientos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para 79 planes adaptados de IMRT de 4 pacientes de ART de próstata sin cadenas en Ethos, se han estudiado unidades de monitor (MU) y factores de modulación (MF) del cálculo de dosis, parámetros disponibles antes del tratamiento. Otros parámetros no se han incluido para descartar cambios evidentes debidos a deformaciones de PTV.

Se han cuantificado las diferencias entre planes adaptados y de referencia con una métrica propia, $D_m/(ref, adpt)$, capaz de evaluarlas entre 0 y 100 ignorando cambios de forma de los campos. Se ha establecido como criterio de aceptabilidad $D_m/(ref, adpt) < 2$, relacionado con el límite de acción del TG218 de la AAPM.

Se han comparado los planes individualmente por campo ($D_{m,beam}$) y de forma global ($D_{m,plan}$), representando $D_{m,beam}$ frente al cambio relativo de MU; y $D_{m,plan}$ frente al cambio total de MU, la media de los cambios relativos de MU por campo y el cambio relativo de MF. Se ha analizado la dependencia de $D_{m,beam}$ con el ángulo de gantry y la sesión de tratamiento. También se han calculado comparaciones cruzadas, $D_{m,beam,cross}$, de planes adaptados de un paciente con el de referencia de otro.

RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra $D_{m,beam}$ frente al cambio relativo de MU. Para $D_{m,plan}$, salvo en un paciente, no hay relación clara con los parámetros analizados.

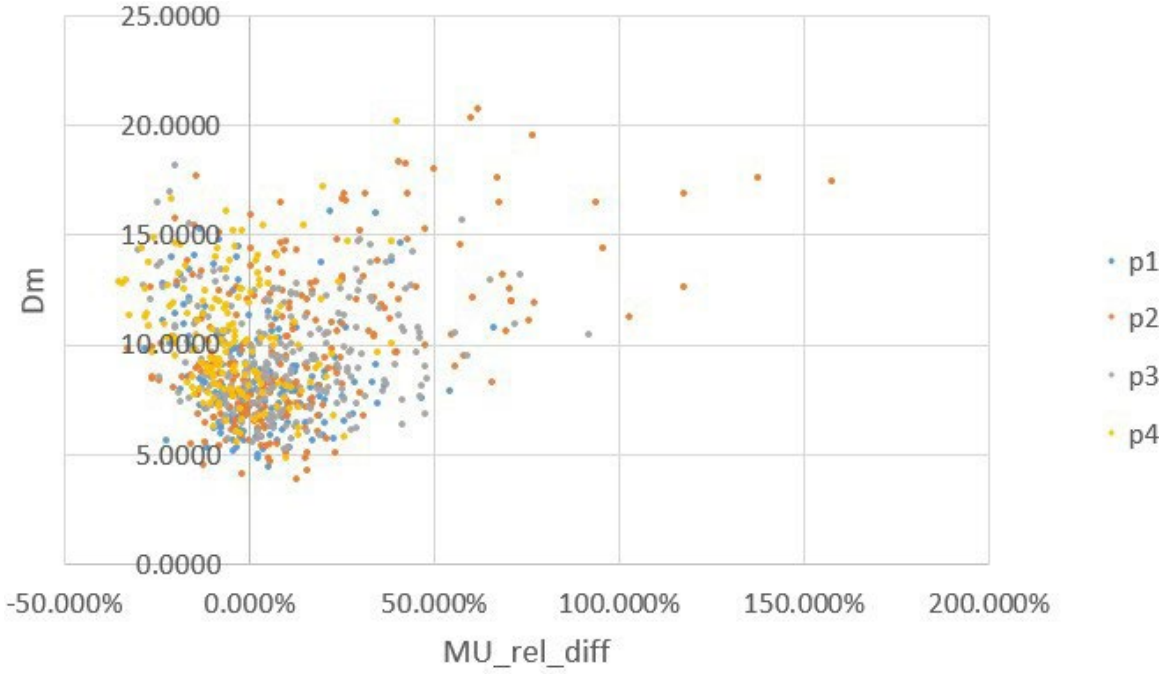


FIGURA 1.

Se han visto relaciones entre $D_{m,beam}$ y ángulo de gantry por paciente, pero no una dependencia global, ni un aumento de cambios conforme avanzan las sesiones.

La FIGURA 2 presenta las medianas de $D_{m,beam}$ y $D_{m,beam,cross}$ junto con intervalos de confianza de $1/sigma$ (68%), $2/sigma$ (95%) y $3/sigma$ (99.7%).

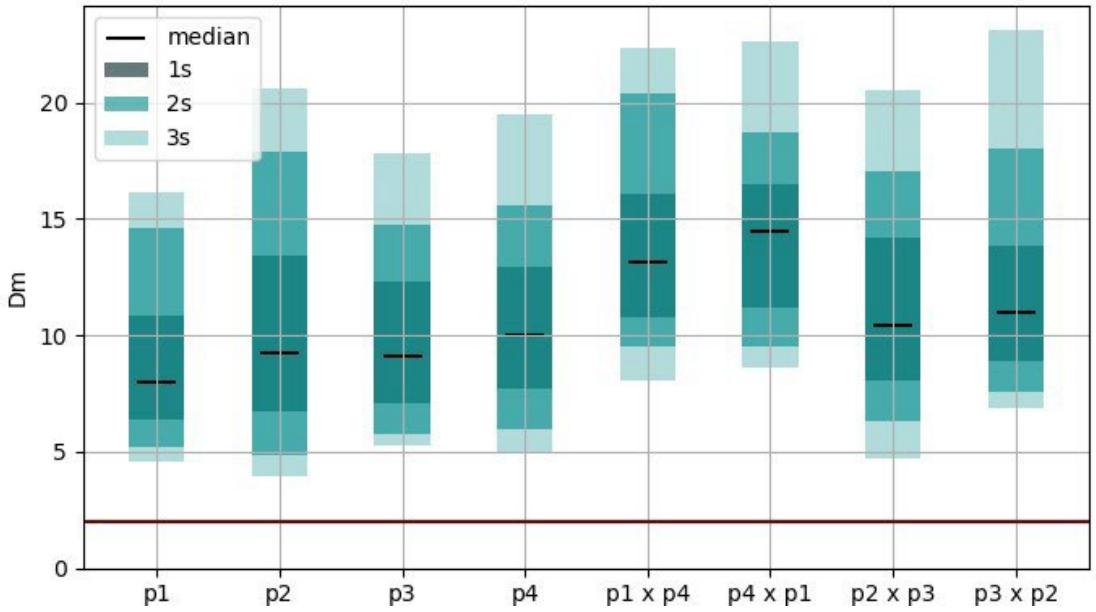


FIGURA 2.

DISCUSIÓN

No se han identificado indicadores relacionados con cambios para todo el plan, pero sí se ha observado dependencia entre $D_{m,beam}$ y el cambio de MU por campo (FIGURA 1).

Sin embargo, ningún valor de D_m cumple el criterio de aceptabilidad (FIGURA 2), aunque los indicadores analizados no cambien. Los intervalos de confianza de comparaciones cruzadas (FIGURA 2) solapan con los de comparaciones propias, siendo similares en algún caso («p2xp3»).

Estas variaciones, incluso descartando cambios de PTV, comprometen la trazabilidad de la verificación experimental del plan de referencia en sesiones adaptativas.

CONCLUSIÓN

No se han encontrado indicadores válidos de cambio en los planes adaptados, pues todos difieren significativamente de sus referencias. La similitud entre comparaciones propias y cruzadas sugiere que la verificación experimental del plan de referencia no es representativa para los planes de las sesiones de adaptativa. Si se cumpliese el criterio de aceptabilidad, el cálculo de D_m junto con un control de cambios de PTV podría ser un método válido de verificación pre-tratamiento, manteniendo la trazabilidad de la verificación experimental del plan de referencia.

DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA PARA DIVIDIR ARCOS DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EN SUB-ARCOS DE IGUAL DURACIÓN

Tenllado Baena, E. (1); Escobar Corominas, I. (1); Granado Alonso, L. (1); Vicente Bernal, R. (1); Hernández González, D. (2); García De Iturrospe Lizaso, J. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

Aunque los sistemas usados para la técnica de DIBH (*Deep Inspiration Breath Hold*) en radioterapia suelen tener mecanismos para interrumpir el haz de radiación, adicionalmente puede resultar conveniente limitar el tiempo de irradiación de cada campo. Con este objetivo se ha desarrollado una aplicación, DIBHize.py, que divide los arcos de un plan en arcos de igual duración que no superan un umbral de tiempo predeterminado.

MATERIAL Y MÉTODOS

DIBHize.py, escrita en Python usando la librería *pydicom*, modifica un plan original de arcoterapia en formato DICOM creado en el planificador Eclipse (Varian) siguiendo el proceso habitual.

Para cada campo, se calcula el tiempo de irradiación t_b. Fijando una cota superior de tiempo t_{max} se obtiene el número de campos de igual duración $N_{DIBH/_b eams}$ en los que hay que dividir el campo original. La duración esperada de estos campos será $t_{DIBH,b} = t_b/N_{DIBH/_b eams}$.

Cada campo se divide copiando de manera consecutiva las propiedades mecánicas de los puntos de control (CPs) del campo original. Cuando se supera $t_{DIBH,b}$, se crea un nuevo campo en el que se continúan copiando las propiedades de los siguientes CPs. El proceso termina al completarse el campo original. Los pesos de los CPs de los nuevos campos se normalizan al intervalo [0, 1].

Finalmente, se sustituye la secuencia de campos (etiqueta DICOM (300A, 00B0)) por una nueva con los campos divididos y se recalcula el tiempo final real de cada campo, que puede diferir ligeramente del esperado.

El plan resultante se vuelve a importar en el planificador.

RESULTADOS

El programa se puede ejecutar en modo simulado para presentar un resumen con datos de los campos originales (Figura 1, arriba) y los campos que resultarían para varias cotas temporales (Figura 1, centro). En modo real, además, realiza el corte y calcula los tiempos finales, dado t_{max} (Figura 1, abajo).

```
(base) L:\HUSA\D. MEDICA\RADIOFISICA_PR\RESIDENTES\Enrique Tenllado Baena\RT\modificaciones DICOM\DIBH>python DIBHize.py
 1013487\RP.1013487.pruebaSDX2.dcm 22
A1M000 (Clinac Rapid Arc) DR: 99.9 %    orig_t: 84.2 s
A2M345 (Clinac Rapid Arc) DR: 100.0 %   orig_t: 64.8 s
A3M010 (Clinac Rapid Arc) DR: 99.6 %    orig_t: 75.9 s
A4M000 (Clinac Rapid Arc) DR: 100.0 %   orig_t: 60.4 s

        20 s -> 5x16.8 s + 4x16.2 s + 4x19.0 s + 4x15.1 s -> 17 campos
        21 s -> 5x16.8 s + 4x16.2 s + 4x19.0 s + 3x20.1 s -> 16 campos
      * 22 s -> 4x21.1 s + 3x21.6 s + 4x19.0 s + 3x20.1 s -> 14 campos *
        23 s -> 4x21.1 s + 3x21.6 s + 4x19.0 s + 3x20.1 s -> 14 campos
        24 s -> 4x21.1 s + 3x21.6 s + 4x19.0 s + 3x20.1 s -> 14 campos
        25 s -> 4x21.1 s + 3x21.6 s + 4x19.0 s + 3x20.1 s -> 14 campos

Tiempos finales:
A1M000  ->  21.1 s + 21.1 s + 21.6 s + 20.4 s  = 84.2 s
A2M345  ->  22.1 s + 22.2 s + 20.6 s  = 64.8 s
A3M010  ->  19.7 s + 19.3 s + 19.7 s + 17.2 s  = 75.9 s
A4M000  ->  20.3 s + 20.3 s + 19.9 s  = 60.4 s
```

Figura 1.

El plan resultante es interpretado y calculado correctamente por el planificador (Figura 2), que arroja tiempos iguales a los calculados por el programa. La dosimetría no cambia con respecto al plan original. El nuevo plan se puede utilizar para tratamiento, aplicando los mismos controles de calidad que en cualquier otro.

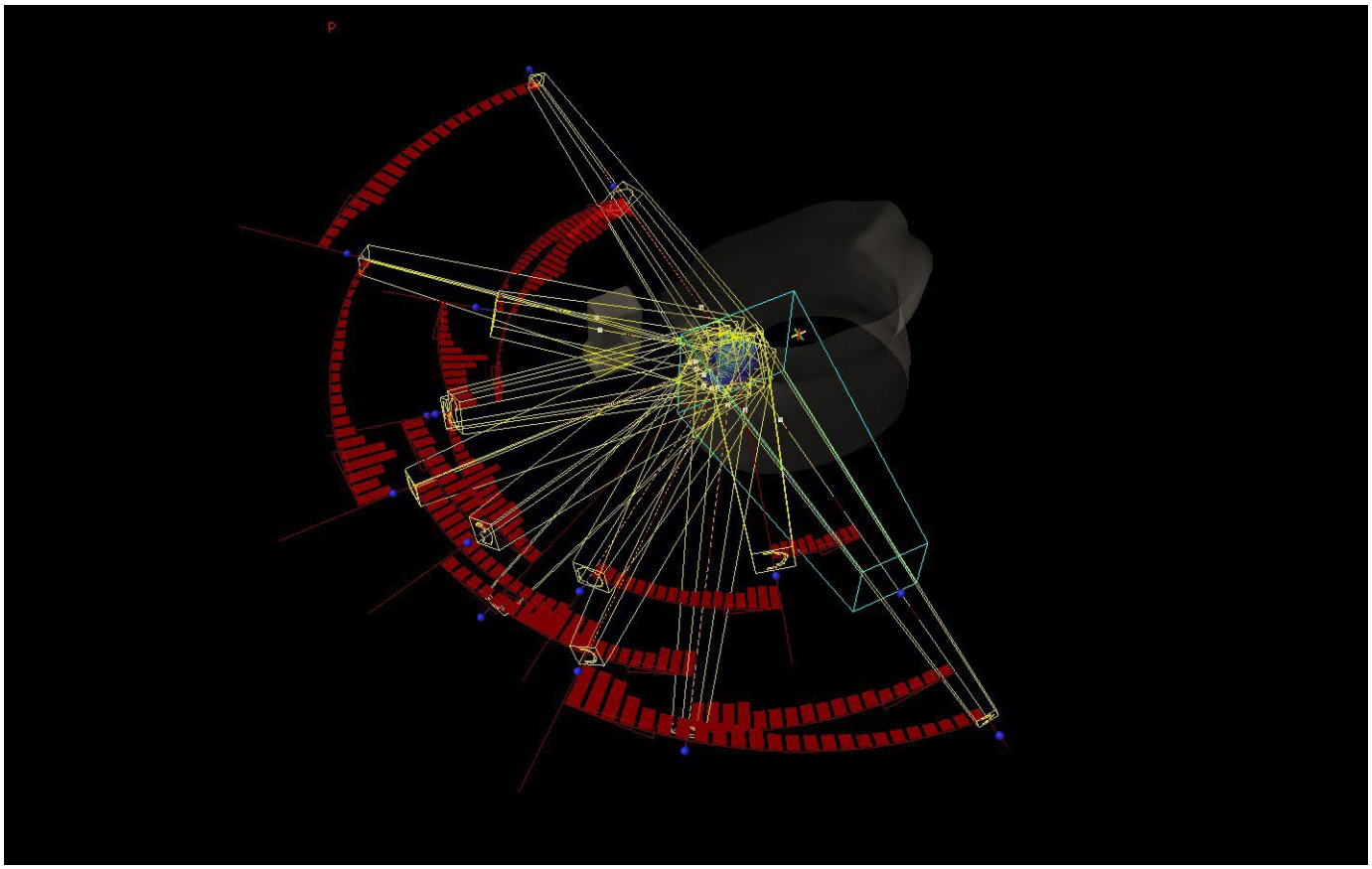


FIGURA 2.

DISCUSIÓN

Algunos planificadores como Eclipse tienen la posibilidad de limitar las UM durante la optimización de planes, pero no permiten controlar las UM de cada campo. Además, la complejidad para el optimizador aumenta con el número de campos; y la modulación hace que dos campos con las mismas UM no necesariamente tengan la misma duración. Estos problemas se resuelven con la herramienta propuesta, permitiendo controlar el tiempo de los campos sin modificar el proceso de planificación.

CONCLUSIÓN

DIBHize.py abre la posibilidad de fijar límites en tratamientos con DIBH a nivel de plan al facilitar el control de tiempos sin aumentar la dificultad de planificación. Esto contribuye a aumentar la seguridad de estos tratamientos.

Se ha demostrado la utilidad de la herramienta con Eclipse, aplicándola con frecuencia en un acelerador Clinac DHX (Varian). Sin embargo, al ser una solución externa, es fácilmente adaptable a otros sistemas de planificación.

VERIFICACIÓN CUANTITATIVA DE UNIÓN DE HEMICAMPOS EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON GANGLIOS USANDO PELÍCULA RADIOCRÓMICA

González Kölmel, E. (1); Salas Mellado, A. (1); Sánchez García, M. (1); Otero Martínez, C. (1); Mosquera Sueiro, J. (1); Lobato Busto, R. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago

INTRODUCCIÓN

Es habitual en los tratamientos de radioterapia para el cáncer de mama utilizar técnicas híbridas con campos 3D y arcos VMAT; en ocasiones, incluso es necesario recurrir a técnicas de unión de hemicampos para alcanzar los objetivos del tratamiento. La unión de estos hemicampos puede no ser perfecta debido a movimientos intra-fracción del paciente. En este estudio, se pretende modelizar la unión de estos hemicampos, verificar la calidad del tratamiento y su comprobar correcta administración.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para comprobar si la técnica se lleva a cabo correctamente, se coloca una película radiocrómica en la paciente en cada fracción. A continuación, se escanean las películas y se modelan las penumbras de los campos como una suma de dos funciones ERF(x), donde algunos parámetros están relacionados.

La función final ets:

$$y(x) = y_0/1 - erf/[(x - x_{01})/frac1/sqrt2/sigma/]/+k/cdoty_0/1 + erf/[(x - x_{02})/frac1/sqrt2/sigma/]/$$

dónde $/Delta = x_{02} - x_{01}$ representa la distancia entre los bordes de los dos campos. Definida de esta manera, Δ=0 implica una unión perfecta de los hemicampos, Δ<0 en caso de solapamiento y Δ>0 en caso de un región infradosificada.

Analizamos nuestros datos con un programa desarrollado en Python. El ajuste para el ancho de la penumbra (σ) se limitó teniendo en cuenta las medidas experimentales obtenidas a distintos ángulos. De esta manera el resultado del ajuste queda dentro de los valores razonables con independencia de la colocación de la placa.

RESULTADOS

En la figura 1A se puede ver que hay tanto sesiones en las que los campos se superponen como el caso contrario, de manera que a veces tenemos regiones sobredosificadas y otras vemos una infradosificación en la unión (Figura 1B). Se evalúan las implicaciones clínicas de esta mala coincidencia introduciendo dos isocentros para los campos 3D en el sistema de planificación y simulamos los distintos valores de Δ obtenidos.

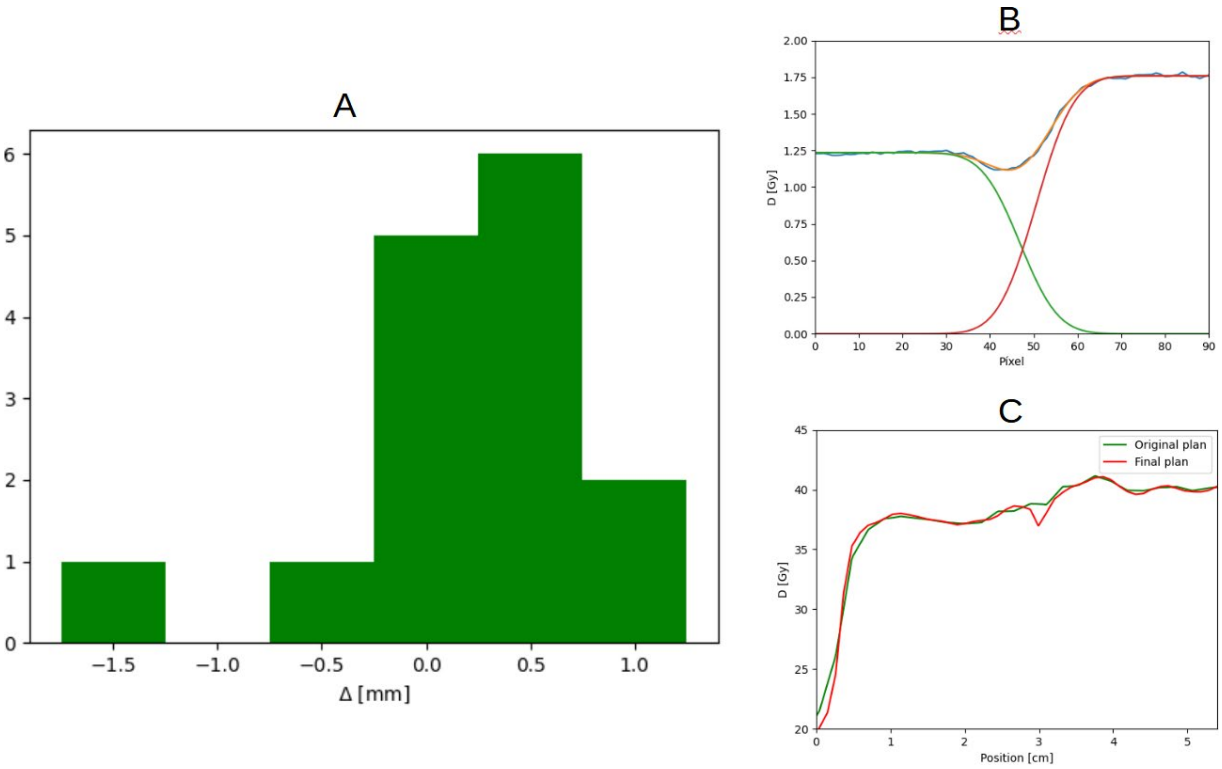


Figura 1. (A) Δ obtenido para todas las sesiones de tratamiento. (B) Ejemplo del ajuste (línea sólida) obtenido a partir de una medición con película radiocrómica (puntos) y la suma de las penumbras (líneas discontinuas). (C) Gráfico de dos perfiles del plan: el verde corresponde al plan original y el rojo al plan suma que considera los diferentes valores de Δ encontrados.

CONCLUSIÓN

Podemos tener en cuenta los diferentes valores de Δ (figura 1A) encontrados en el análisis en un plan total que es la suma de las sesiones con el correspondiente Δ. Observamos que hay una pequeña región infradosificada (Figura 1C) por debajo del 5% por lo que consideramos que no tiene implicaciones clínicas y la téncnica es adecuada. Debemos destacar que se trata de una técnica híbrida por lo que el mal solapamiento de los campos se ve atenuado por el efecto de los arcos VMAT.

Sería interesante repetir este análisis con más pacientes para poder obtener resultados con mayor significancia estadística.

AGRADECIMIENTOS

Gracias a los técnicos de radioterapia por colaborar en la adquisición de las mediciones necesarias para llevar a cabo el estudio.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE LA PLANIFICACIÓN HÍBRIDA VMAT-3D RESPECTO A LA TÉCNICA CONVENCIONAL 3D EN PACIENTES DE MAMA IZQUIERDA SEGÚN PROTOCOLO FAST-FORWARD

Orozco Martínez, F. (1); García-Alejo Hernández, R. (2); Sánchez Rodillo, G. (1); Fermoso Gutiérrez, J. A. (1); Gómez Fervienza, J. R. (1); Díaz De Tuesta Rodríguez, S. (1)

(1) Instituto de Técnicas Avanzadas Contra el Cáncer (iTacC)

INTRODUCCIÓN

El esquema tratamiento de radioterapia para pacientes de cáncer de mama según protocolo FAST-FORWARD, es una modalidad ultrahipofraccionada en la que las pacientes que puedan optar a él se trataran en 5 días.

El objetivo de este estudio es realizar una comparación dosimétrica de la técnica híbrida VMAT-3D, que empleamos en nuestro centro, en relación a los mismos pacientes planificados de manera convencional 3D.

MATERIAL, MÉTODOS Y RESULTADOS

La técnica de planificación híbrida consiste en emplear una base de dos campos tangenciales complementados con uno o dos arcos de VMAT para lograr una mayor conformación de la dosis en el PTV. En este estudio se han evaluado un total de 25 pacientes, todas ellas de cáncer de mama izquierda, a las que se les ha prescrito una dosis de 26Gy. Se han planificado con el TPS Eclipse 15.6 de Varian y en la simulación previa al tratamiento, a todas se les ha realizado el TC con el sistema de gating respiratorio SDX.

Los resultados dosimétricos de ambas técnicas se muestran en la siguiente gráfica. De las 25 pacientes, 4 de ellas (16%) no cumplían los límites de dosis con la técnica convencional 3D, mientras que todas ellas los cumplían con la técnica híbrida VMAT-3D.

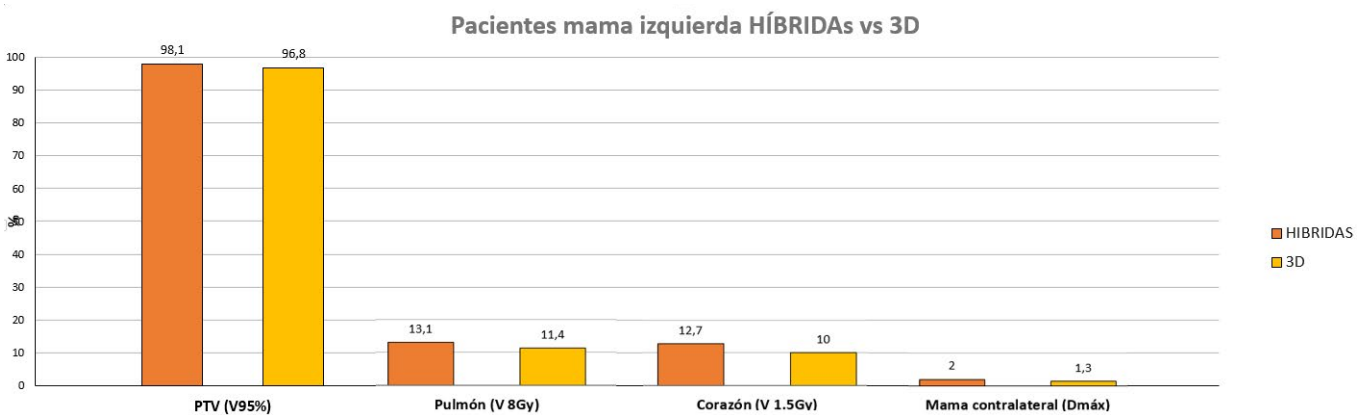


FIGURA 1. Comparación dosimétrica de las técnicas de tratamiento híbrido y convencional 3D para pacientes con esquema de tratamiento FAST-FORWARD (Pulmón: V8Gy <15% y corazón V1.5Gy < 30%, V7Gy<5%)

En la siguiente tabla se muestran tanto los parámetros de calidad de los planes como el porcentaje de VMAT empleado:

	$V_{100\%}$	$CI_{PADDICK}$	HI	VMAT
Híbrida	74.9% (59.3% - 94.6%)	0.70 (0.57-0.80)	0.09 (0.06-0.11)	37% (18%-57%)
3D	73.4% (65.0% - 84.6%)	0.59 (0.44-0.74)	0.12 (0.10-0.15)	0%

TABLA 1. Índices de calidad (cobertura $V_{100\%}$, conformidad $CI_{PADDICK}$, homogeneidad HI) y porcentaje de VMAT.

DISCUSIÓN

En los resultados se aprecia una notable mayor conformación de la dosis con la técnica híbrida y una mayor homogeneidad. El coste que supone es una mayor dosis en la mama contralateral y mayor porcentaje de bajas dosis, pero que en algunos casos, según nuestra experiencia, es necesario si se pretende optar al esquema de tratamiento FAST- FORWARD.

CONCLUSIÓN

La técnica híbrida VMAT-3D es una modalidad que utiliza un plan base mediante la técnica convencional 3D complementado, en mayor o menor medida, por la arcoterapia volumétrica VMAT, resultando en planes dosimétricos de mayor conformación y homogeneidad. En el caso de tratamientos de mama que pretendan optar al esquema FAST- FORWARD, resulta de gran utilidad ya que en un 16% de las pacientes evaluadas en nuestro centro no habrían cumplido los límites dosimétricos con la técnica convencional 3D.

IMPLICACIONES DOSIMÉTRICAS DE ELM (ENHANCED LEAF MODEL) EN TRATAMIENTOS DE MÚLTIPLES METÁSTASIS CON UN SOLO ISOCENTRO

Picón García, F. (1); Torres Arroyo, I. (1); Baeza Trujillo, M. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

El Hospital Virgen del Rocío actualizará próximamente el sistema de planificación Eclipse (Varian Medical Systems) a la versión 18, que incorpora cambios en el modelado del colimador multilámina (MLC). El modelo actual calcula la fluencia de manera binaria, considerando únicamente el factor de transmisión y el 'Dosimetric Leaf Gap' (DLG). Este modelo ha evidenciado limitaciones para el cálculo de fluencia en aperturas pequeñas fuera del eje (Vieillevigne et al. 2019).

La versión 18 de Eclipse introduce el "Enhanced Leaf Model" (ELM), que emplea trazado de rayos para calcular la atenuación, considerando implícitamente el borde redondeado de las láminas y la transmisión variable fuera del eje (Van Esch et al. 2022).

Este estudio evalúa las diferencias dosimétricas entre el modelo actual y ELM en tratamientos de múltiples metástasis cerebrales con un solo isocentro,

MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizaron 5 pacientes de metástasis cerebrales tratados en nuestro centro entre octubre y diciembre de 2024, cada uno con dos metástasis irradiadas con un solo isocentro. Los planes se generaron con el modelo actual en un acelerador TrueBeam HD120 (Varían Medical Systems) con algoritmo AAA v16.1, rejilla de cálculo 1.125 mm y energía 6FFF. Posteriormente, se recalcularon con ELM manteniendo el resto de las condiciones de cálculo.

Se ha evaluado la variación de dosis como la diferencia porcentual entre el D95% de los PTVs entre ambos modelos.

RESULTADOS

En las 10 metástasis analizadas, la dosis calculada con ELM fue significativamente superior a la del modelo anterior (media=1.93%, desviación estándar=0.38%; p=0.002). La Figura 1 muestra un HDV comparativo.

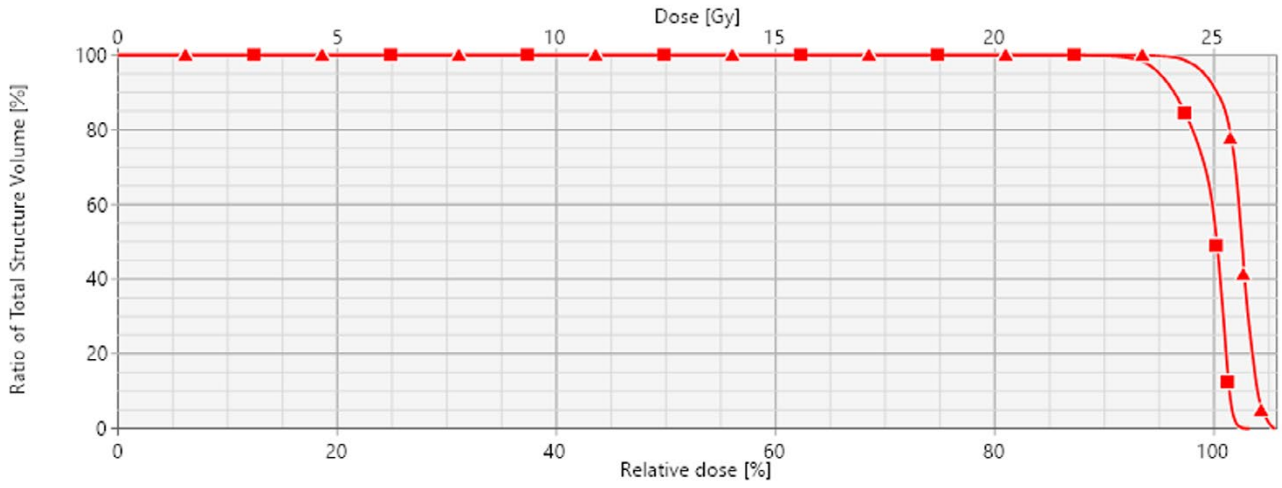


Figura 1. HDV comparativo entre cálculo con ELM (triángulo) y con modelo actual (cuadrado) para una de las metástasis.

Se observó una correlación significativa entre la distancia al isocentro de las lesiones y la diferencia de dosis (r=0.800, p=0.005, FIGURA 2). También se encontró una correlación significativa entre la diferencia de dosis y las UM por Gy como métrica de complejidad (r=0.761, p=0.010).

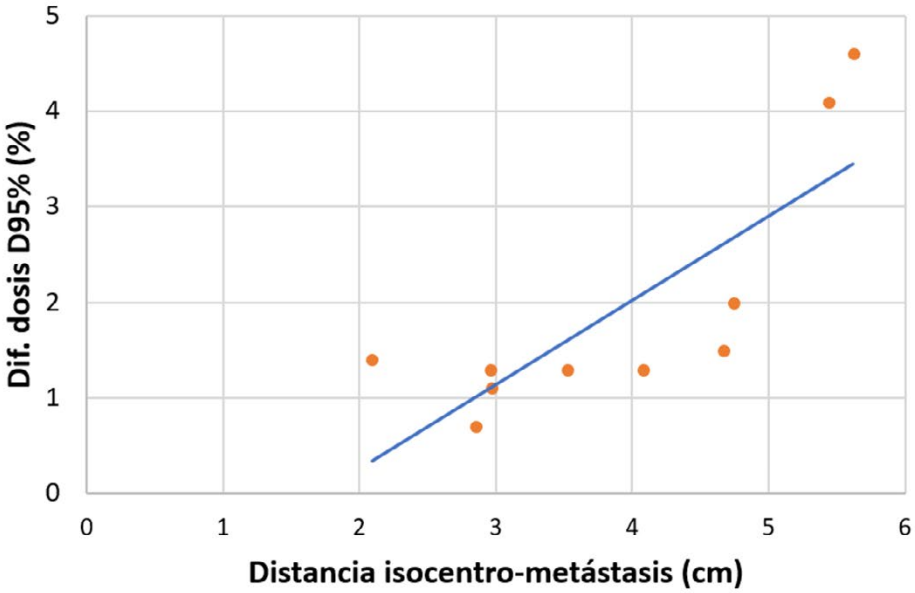


Figura 2. Diferencia de dosis entre ELM y el modelo actual en función de la distancia metástasis-isocentro.

DISCUSIÓN

Los resultados muestran que el modelo actual subestima sistemáticamente la dosis en lesiones alejadas del isocentro, debido a las deficiencias del modelo binario actual en el cálculo de fluencia en aperturas pequeñas del MLC alejadas del eje. Además, esta diferencia se incrementa con la distancia al isocentro y con la complejidad del plan.

Es necesario evaluar en futuros estudios el impacto de ELM en otras patologías, aunque se espera que en volúmenes isocéntricos la influencia sea menor.

CONCLUSIÓN

La actualización al modelo ELM mejora la precisión dosimétrica en tratamientos de múltiples metástasis cerebrales con un solo isocentro, reduciendo la subestimación de dosis en lesiones alejadas. Aun así, la futura validación experimental del modelo es clave para su implementación segura en la práctica clínica.

TÉCNICA HÍBRIDA PARA TRATAMIENTO DE MAMAS CON GANGLIOS SIN CONTROL DE RESPIRACIÓN

Blázquez Molina, F. (1); Pérez-Calatayud, J. (1); Lago Martín, J. D. (1); Rodriguez Villalba, S. (1); Guevara Barrera, D. (1); Doval Raposo, S. (1); Zaragoza Sánchez, C. (1); Santos Ortega, M. (1)
(1) Hospital Clínica Benidorm

INTRODUCCIÓN

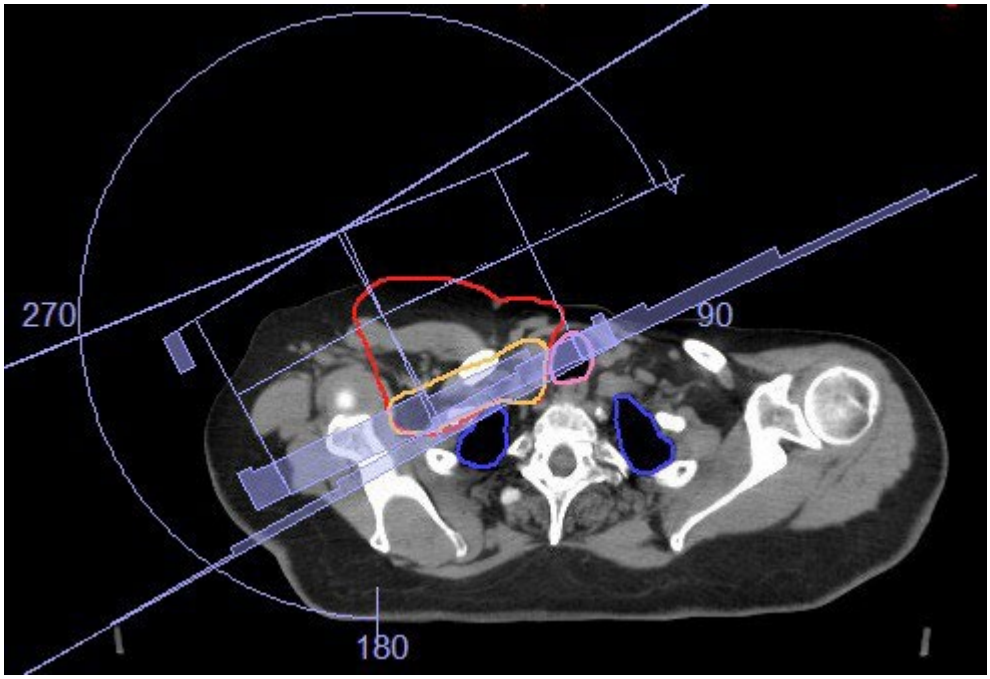
La irradiación de la mama en nuestro centro se realiza de base con VMAT y en condiciones de respiración mantenida con el equipo ABC (Elekta, Estocolmo, Suecia). Con el objetivo de conseguir planes lo más homogéneos posibles, sin perder robustez, en los tratamientos que no es posible el control de la respiración se viene empleando en nuestro centro planes híbridos combinando un arco de VMAT a los campos tangenciales habituales.

Un caso de atención especial serían aquellas mamas con ganglios. La técnica clásica hace uso de hemihaces tangenciales en la parte de la mama y antero-posteriores en la parte superior reduciendo así la dosis en la tráquea y en la médula. En nuestra técnica híbrida, emplear hemihaces conllevaría desplazar excesivamente de manera craneal el isocentro, haciendo que la componente de VMAT no logre buenos resultados en la parte más caudal de la mama y dificultando su verificación.

Es por ello que se ha optado por mantener los haces tangenciales en toda la extensión de la mama y los ganglios, pero evitando completamente irradiar la tráquea con esta componente. El objeto del presente trabajo es la presentaci ´n de la solucución adoptad en la componente VMAT.

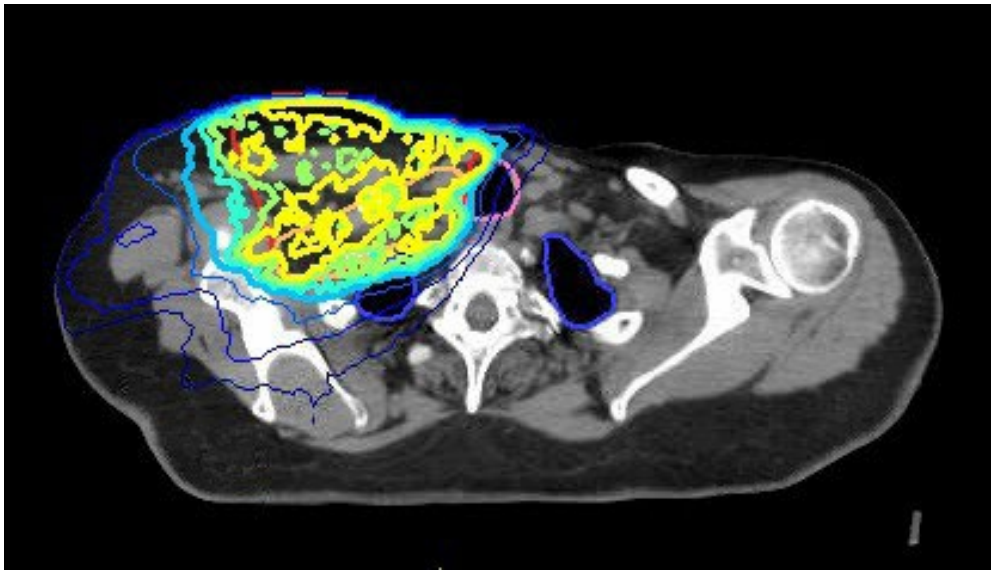
MATERIALES Y MÉTODOS

La planificación se realiza con Monaco v6.1, acelerador VersaHD y multiláminas Agility (Elekta, Estocolmo, Suecia). Se emplean dos haces tangenciales atendiendo a la morfología de la zona del pulmón. Usando la vista desde el haz se cierran las láminas sobre la tráquea. Se añade un arco VMAT desde la orientación del campo tangencial medial hasta la parte posterior de la paciente. Ambas componentes tienen el mismo peso sobre la dosis en el isocentro. Para que la zona no irradiada por la componente tangencial no quede subdosificada se emplea un volumen auxiliar que es incluido en las funciones de optimización. En la fig. 1 se muestra la geometría de la planificación.



RESULTADOS

Se consigue una distribución dosimétrica homogénea en toda la mama, incluyendo la zona no irradiada en la componente tangencial, como se muestra en la fig. 2. Por su parte, la dosis en tráquea es reducida al nivel de los tratamientos clásicos con hemihaces.



DISCUSIÓN

Pese a la buena distribución dosimétrica sobre el planificador, la principal desventaja de esta técnica es la poca robustez del plan. Un movimiento de la paciente o su propia respiración podrían conllevar que la zona de unión entre lo irradiado solo con la componente VMAT y lo irradiado con ambas componentes se alejara o solapara durante la irradiación, provocando sub o sobre dosificaciones. En este punto la implicación del médico es fundamental para la elección de la técnica adecuada en función de la amplitud de respiración de la paciente.

CONCLUSIONES

La técnica híbrida evitando irradiar la tráquea en la componente tangencial reporta planes dosimétricamente adecuados conllevando una reducción de dosis en ella, aunque debe considerarse la robustez y con ello la conveniencia de realizarla en cada paciente en concreto.

EVALUACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS DE RIESGO EN TRATAMIENTOS 3DCRT Y VMAT DE MAMA IZQUIERDA EN DIBH

Clemente Gutiérrez, F. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); García De Acilu Laá, M. P. (1); Pardo Pérez, E. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Forner Forner, Á. (1); Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fonseca Siles, A. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Núñez Muñoz, J. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1)

(1) Hospital Universitario de Toledo

INTRODUCCIÓN

La radioterapia constituye uno de los pilares del tratamiento de la patología mamaria. Habitualmente, el tratamiento se ha administrado mediante radioterapia conformada 3D (3DCRT), si bien la intensidad modulada (IMRT) y arcoterapia volumétrica (VMAT) se han generalizado como modalidades de tratamiento disponibles, con las salvedades asociadas a la preservación de la robustez en estos tratamientos. Distintas alternativas, entre las que se encuentran la radioterapia guiada por superficie (SGRT), han permitido la administración de tratamientos de mama izquierda en inspiración mantenida (DIBH), lo que permite disminuir la porción de corazón irradiada y la posible toxicidad cardiaca derivada. El presente estudio muestra una comparativa entre los resultados dosimétricos de planes de tratamiento de mama izquierda con 3DCRT y VMAT, en respiración libre y DIBH.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los tratamientos fueron planificados empleando Eclipse y Acuros V16.1 (Varian, Palo Alto, USA) como sistema de planificación y algoritmo de cálculo respectivamente (malla de cálculo de 2.5 mm). La simulación fue realizada en un CT Somatom go.Sim (Siemens, München, Germany), con cortes de 3 mm de espesor, tanto en respiración libre, como en DIBH. Para monitorizar el ciclo respiratorio, se emplearon los sistema de SGRT SimRT y AlignRT (VisionRT, London, UK) durante la simulación y el tratamiento, respectivamente. Las pacientes fueron seleccionadas e informadas previamente respecto de la permanencia y repetibilidad del DIBH. La amplitud del movimiento respiratorio permitida osciló entre 0.8 – 1.5 cm. Se diseñaron planes de tratamiento tanto en 3DCRT (campos tangenciales) como en VMAT (2 – 3 arcos) para los tratamientos en respiración libre y DIBH. Las dosis prescritas fueron 40.05/48.00 Gy en 15 fracciones a la mama y boost, respectivamente. Se reportaron los valores de dosis para pulmón izquierdo (V16 y Dmed) y para corazón (Dmed), como promedio ± desviación estándar. Se compararon empleando una prueba t de Student pareada de dos colas, considerando una diferencia estadísticamente significativa para valores $p < 0.05$.

RESULTADOS

Los resultados se presentan en la Tabla 1. Las dosis en pulmón fueron comparables, aunque más desfavorables en el caso de DIBH frente a respiración libre, tanto para 3DCRT, como VMAT. Los resultados de dosis en corazón mejoraron en los tratamientos de DIBH frente a 3DCRT. En ninguno de los casos las diferencias obtenidas fueron estadísticamente significativas.

	3DCRT		VMAT	
	Libre	**DIBH**	**Libre**	**DIBH**
Pulmón V_{16} (%)	12.16 ± 3.70	14.53 ± 2.95	12.53 ± 3.32	15.04 ± 3.23
	p = 0.08		p = 0.10	
Pulmón D_{med} (Gy)	5.50 ± 1.43	6.50 ± 0.89	6.67 ± 0.71	7.45 ± 1.04
	p = 0.07		p = 0.09	
Corazón D_{med} (Gy)	2.70 ± 1.14	1.98 ± 0.73	3.80 ± 0.50	3.47 ± 0.69
	p = 0.15		p = 0.38	

Tabla1. Comparativa de dosis en pulmón y corazón, libre y DIBH, 3DCRT y VMAT.

DISCUSIÓN

Los resultados encontrados fueron compatibles con la literatura existente, compatibles con lo esperado respecto de las dosis pulmonar y cardiaca en tratamientos DIBH. En general, los resultados dosimétricos fueron inferiores en el caso de VMAT frente a 3DCRT en lo referido a dosis en tejido sano. Sin embargo, ninguna de las diferencias mostró significancia estadística. Aunque la muestra resulta escasa y los resultados no pueden definirse como concluyentes, no se observó una clara mejora de la dosimetría del corazón, observándose un empeoramiento de la dosis pulmonar.

CONCLUSIONES

Aunque la técnica DIBH ha reducido la dosis cardiaca, supuso un leve incremento de la dosis pulmonar, si bien ninguna de las diferencias fue significativa. Globalmente, los tratamientos de 3DCRT suponen menores dosis a órganos de riesgo en el tratamiento de mama.

INFLUENCIA DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO EN LA DOSIMETRÍA DE LOS TRATAMIENTOS DE MAMA

San Miguel Avedillo, F. J. (1); Flores Cacho, I. (1); Williamson Puente, S. (1); Hernández García, J. (1); Plaza Núñez, R. (1); Ruiz Prados, M. (1); Fernández Ruiz, M. L. (1); Montero Díaz, N. (1)

(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla'

OBJETIVO

En los tratamientos de radioterapia externa, la incertidumbre relacionada con la colocación y los movimientos internos se ha gestionado tradicionalmente a través del PTV. Este debe tener en cuenta el movimiento intrafracción, el movimiento entre fracciones y los errores de posicionamiento. Sin embargo, cuando los movimientos internos aún ocurren durante el tratamiento, pueden provocar una distorsión de la distribución de dosis planificada. Por lo tanto, la magnitud total del movimiento intrafracción debe evaluarse y considerarse al analizar los márgenes del plan de tratamiento.

Por otro lado, según las guías clínicas, no es necesario implementar técnicas de control del movimiento intrafracción si el GTV se desplaza menos de 5 mm [1] [2] [3] [4] [5] [6] [7] [8].

El objetivo de este estudio es analizar el impacto dosimétrico de movimientos intrafracción de 5 mm en tratamientos de mama.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han evaluado un total de 22 pacientes. La dosis por fracción es de 3.2 Gy, y todos los planes fueron creados utilizando VMAT, con arcos de 180 grados en ida y vuelta. El sistema de planificación empleado fue Monaco (Elekta) y los tratamientos se administraron en un acelerador Elekta Versa HD.

Todas las mediciones se realizaron con el sistema Delta4 Hexamotion, que permite medir la dosis de los tratamientos mientras el detector se mueve con seis grados de libertad. En este caso, se diseñó un patrón de movimiento para simular el desplazamiento de la mama debido a la respiración, con un ciclo respiratorio de 4 segundos y una amplitud máxima de 5 mm a lo largo del eje z.

El estudio del impacto dosimétrico se realizó mediante un análisis gamma global del 2% y 2 mm, comparando los resultados sin movimiento con los obtenidos aplicando el movimiento simulado, utilizando la prueba t de Student.

RESULTADOS

Los resultados se pueden ver en la tabla adjunta. Solo se muestran los datos de los primeros diez pacientes.

	Gamma 2% global, 2 mm	
	Static	Breathing
21475	99,4	94,3
9776	99,5	99,7
21462	98,2	97,1
21459	95,4	84,0
21456	99,9	99,0
21450	97,3	94,7
21224	99,1	96,7
21421	100,0	96,7
21431	100,0	100,0

El valor gamma promedio para los 22 casos fue de 97.62 para la medición estática y de 96 para la medición con 'respiración', con un valor de $p < 0.05$.

DISCUSIÓN

Como se puede observar en los resultados obtenidos, el movimiento respiratorio empeora ligeramente los resultados en la dosimetría pretratamiento, aunque de manera mínima.

CONCLUSIÓN

Se puede concluir que, para desplazamientos menores de 5 mm a lo largo del eje z en tratamientos de mama, no parece ser necesario aplicar correcciones por movimiento intrafracción.

INFLUENCIA DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN EN LA DOSIMETRÍA DE LOS TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA

San Miguel Avedillo, F. J. (1); Flores Cacho, I. (1); Hernández García, J. (1); Williamson Puente, S. (1); Plaza Núñez, R. (1); Fernández Ruiz, M. L. (1); Ruiz Prados, M. (1); Montero Díaz, N. (1)
(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla'

OBJETIVO

Es ampliamente conocido que, durante los tratamientos de radioterapia externa en la próstata, pueden ocurrir movimientos del PTV tanto entre fracciones como dentro de cada fracción de tratamiento (intrafracción).

En un tratamiento típico de próstata en nuestra institución, el paciente se posiciona utilizando un CBCT al inicio de cada sesión, corrigiendo así posibles movimientos del PTV entre fracciones. No obstante, la posición de la próstata durante el tratamiento está influenciada por la actividad rectal, el llenado vesical y los movimientos musculares involuntarios, lo que puede dar lugar a diferentes patrones de movimiento. Estos movimientos intrafracción pueden ocurrir en cualquier dirección y pueden provocar un tratamiento incorrecto del PTV.

El objetivo de este estudio es analizar cómo estos movimientos intrafracción no corregidos afectan la dosimetría del tratamiento mediante medidas experimentales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado diez pacientes con cáncer de próstata, recibiendo una dosis total de 70 Gy en 25 fracciones. Todos los tratamientos se administraron utilizando la técnica VMAT con 6 MV. El sistema de planificación empleado fue Monaco (Elekta), y los tratamientos fueron entregados en un acelerador lineal Elekta Versa HD.

Para llevar a cabo las mediciones experimentales, se utilizó el detector Scandidos Delta4 en combinación con el sistema Scandidos Hexamotion. Este sistema permite la generación de diferentes patrones de movimiento con seis grados de libertad, mientras el detector mide en tiempo real.

Basándonos en la literatura publicada, se han simulado cuatro patrones de movimiento diferentes que representan movimientos típicos observados en tratamientos de próstata utilizando los sistemas Calypso y Radixact:

- Movimiento estable: presenta una amplitud máxima de aproximadamente 2 mm en el eje z.
- Desplazamiento continuo: la amplitud alcanza hasta 6 mm en el eje z.
- Movimiento errático: la próstata se mueve a lo largo de los tres ejes, con un leve desplazamiento continuo, pudiendo alcanzar unos 11 mm en el eje z.
- Alta frecuencia: se producen desplazamientos breves a lo largo del eje z, con una amplitud de aproximadamente 12 mm y una frecuencia de unos setenta segundos.

Dado que cualquiera de estos patrones puede ocurrir en cualquier fracción de cualquier paciente, los cuatro modelos se han estudiado para cada paciente analizado mediante un análisis gamma con un criterio del 2% de dosis global y 2 mm, comparando los resultados obtenidos con el caso estático.

RESULTADOS

Los resultados pueden observarse en la tabla adjunta.

	Gamma 2% global dose, 2mm				
Patient	Static	Stable	Continuous drift	Erratic	High Frequency
21319	100	100	99,6	76,2	74,7
21155	98,8	100	94,3	92,7	88,4
21406	99,6	99,8	99	65,1	67,7
21555	99,6	98,5	96,9	83,2	79,6
21554	100	99,2	95,7	70,8	68,5
21427	99,3	97,8	94,8	62,3	60,3
21582	100	99,7	98,5	90,4	84,5
21535	100	100	99,3	85,6	70,9
21701	97,1	96,8	95,3	69,3	65,8
21718	99,8	98,9	94,5	76,6	71,7

CONCLUSIÓN

Los patrones de movimiento estable y desplazamiento continuo no parecen afectar significativamente el análisis gamma. En cambio, los patrones de movimiento errático y alta frecuencia comprometen considerablemente la dosimetría del tratamiento.

DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO EN LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA

San Miguel Avedillo, F. J. (1); Flores Cacho, I. (2); Hernández García, J. (2); Williamson Puente, S. (2); Plaza Núñez, R. (2); Ruiz Prados, M. (3); Montero Díaz, N. (2); Fernández Ruiz, M. L. (2); Durán De La Torre, M. V. (2)

*(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla'; (2) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE; (3) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE * Pais: España*

OBJETIVO

En los tratamientos de radioterapia con técnica de Inspiración Profunda Mantenida (DIBH, por sus siglas en inglés), se instruye al paciente a tomar una inspiración profunda y mantenerla durante la administración de la radiación. Esto crea una posición estable y reproducible del tórax, lo que ayuda a alejar el corazón y los pulmones del área de tratamiento, reduciendo el riesgo de daño a estos órganos sensibles y permitiendo además reducir los márgenes del PTV. Esta técnica puede realizarse utilizando radioterapia guiada por superficie (SGRT), que monitoriza constantemente la superficie torácica del paciente. Sin embargo, desde el momento en que el sistema detecta que el paciente está en la posición correcta hasta que el haz de radiación se activa o desactiva, puede

haber un retraso, lo que podría influir en la dosimetría del tratamiento. Además, se define una ventana de tratamiento con un margen de 3-4 mm, y el monitoreo de superficie no es perfecto.

El objetivo de este estudio es determinar, mediante medidas experimentales, la influencia del SGRT en la dosimetría de los tratamientos con la técnica DIBH.

MATERIALES Y MÉTODO

En este estudio se analizaron tratamientos en tres localizaciones diferentes: mama, pulmón y SBRT (tres tratamientos para cada localización). Todos los planes se optimizaron en Monaco (Elekta). Para los tratamientos de mama y pulmón se utilizaron fotones de 6 MV y, para SBRT, fotones de 6 MV FFF. Los planes resultantes se administraron en un acelerador Elekta Versa HD. El sistema utilizado para SGRT fue Catalyst (C-RAD), y para evaluar su influencia en los tratamientos, se empleó el sistema Delta4 HexaMotion. Este sistema permite movimiento con seis grados de libertad mientras mide la radiación en tiempo real. Se diseñó una curva para simular el patrón respiratorio de un paciente durante un tratamiento con gating en inspiración profunda mantenida. En esta simulación, el mayor desplazamiento ocurre a lo largo del eje Z, alcanzando aproximadamente 18 mm. Addemás, se incorporó una ligera deriva en el patrón de respiración para simular la fatiga del paciente durante el tratamiento. Dentro de cada tratamiento, se compararon los resultados del análisis gamma en las modalidades estático, respiración libre y DIBH.

RESULTADOS

Los resultados se muestran en la tabla adjunta.

		Gamma 2% global dose, 2 mm		
Localización	Energía	Estático	Respiración libre	DIBH (Catalyst)
Mama	6 MV	99,1	96,7	97,2
	6 MV	99,1	94,9	99,3
	6 MV	95,2	94,5	95,6
Pulmón	6 MV	99,5	93,4	99,8
	6 MV	99,7	94,3	99,1
	6 MV	97	88	98,4
SBRT	6 MV FFF	99,8	96,4	99,5
	6 MV FFF	99,4	97,2	99,7
	6 MV FFF	100	97,7	100

CONCLUSIÓN

Como se puede observar en los resultados, el análisis gamma en respiración libre empeora en comparación con la situación estática. Sin embargo, al aplicar la técnica de gating con inspiración profunda mantenida, el resultado es muy similar al caso estático, lo que confirma la fiabilidad de la técnica DIBH con SGRT.

OPTIMIZACIÓN DEL TIEMPO EN TRATAMIENTOS PALIATIVOS PARA METÁSTASIS ÓSEAS

San Miguel Avedillo, F. J. (1); Ruiz Prados, M. (2); Fernández Ruiz, M. L. (2); Montero Díaz, N. (2); Flores Cacho, I. (2); Williamson Puente, S. (2); Hernández García, J. (2); Plaza Núñez, R. (2); Durán De La Torre, M. V. (2)

(1) Hospital Central de la Defensa 'Gómez Ulla', CSVE; (2) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE

OBJETIVO

El tratamiento paliativo de las metástasis óseas tiene como objetivo aliviar el dolor, preservar las funciones y mantener la integridad del esqueleto. Debido al dolor que experimentan los pacientes con esta afección, resulta muy importante reducir el tiempo de tratamiento tanto como sea posible, lo cual normalmente conduce al uso de técnicas de tratamiento simples. En nuestra institución, este tipo de tratamiento tradicionalmente se ha realizado utilizando cuatro campos con cuñas, bajo la creencia de que un menor número de campos conduce a tiempos de tratamiento más cortos.

El objetivo de este estudio es analizar diferentes técnicas de tratamiento con la finalidad de reducir al máximo los tiempos de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODO

Los casos analizados corresponden a tratamientos de metástasis óseas en la columna vertebral, incluida la región lumbosacra, con una dosis prescrita en todos ellos de 20 Gy en 5 fracciones. Para la comparación se han estudiado tres técnicas de administración distintas. La primera técnica consiste en cuatro campos con cuñas (tradicional), la segunda se basa en siete campos 3D equidistantes sin cuñas (7 Campos) y la tercera es un arco conformado dinámico (DCA). Todos los tratamientos se calcularon con el sistema de planificación Monaco (Elekta) utilizando fotones de 6 MV, y se irradiaron en un acelerador Versa HD (Elekta). En todos los planes de los 23 pacientes analizados, se estableció la restricción de que el 85% del volumen estuviera cubierto con el 100% de la dosis prescrita. Para la comparación de los tiempos de tratamiento de cada técnica, se aplicó la prueba t de Student. Además, para asegurar la calidad de todos los planes, se midieron con el detector Delta 4 (Scandidos) y se evaluó el criterio gamma 2% de dosis global, 2 mm.

RESULTADOS

Los resultados pueden observarse en la siguiente tabla adjunta.

	Tradicional	7 Campos	DCA
Gamma 2%, 2 mm	98,3	97,8	98
Tiempo de tratamiento (media)	239,74	189,83	81,39
Desviación estándar	10,62	40,82	31,13
p valor	<0,05		

CONCLUSIÓN

En todos los casos, los valores p son mucho menores que 0,05, lo que indica que las diferencias entre los grupos son estadísticamente significativas. Esto sugiere que las técnicas de tratamiento tienen efectos notablemente distintos sobre los tiempos de tratamiento. De acuerdo con los resultados, los tratamientos con arco conformado dinámico pueden administrar una dosis de la misma calidad, pero en un tercio del tiempo comparado con el tratamiento tradicional. Además, al no ser tratamientos modulados, no se requiere realizar mediciones previas al tratamiento. De la misma manera, la aproximación con siete campos equidistantes también reduce manera notable el tiempo de tratamiento en comparación con la técnica tradicional.

ANÁLISIS DE LAS DISCREPANCIAS DOSIMÉTRICAS DETECTADAS EN LA PLATAFORMA SUNCHECK EN LESIONES PEQUEÑAS E HIPODENSAS

Camba Capitán, F. M. (1); Sancho-Kolster, I. (1); Pino-Serroche, F. (1); Zardoya-Anton, E. (1); Núñez-Fernández, M. (1); Asiain Azcarate, L. (2); Cruz-González, M. (1); Benaches-Magraner, L. (1); Picon-Olmos, C. (1)

(1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia (ICO); (2) Servicio de Oncología Radioterapia. Institut Català d'Oncologia (ICO)

INTRODUCCIÓN

Se identificó un número significativo de alertas en la plataforma Suncheck (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL) en sesiones de SBRT pulmonar de lesiones pequeñas e hipodensas (Figura 1.). La evaluación de Suncheck informó de la existencia de discrepancias dosimétricas entre el plan de la sesión de tratamiento con el CBCT y el plan de TC de referencia (análisis 3D). Sin embargo, no se observaron cambios anatómicos o de posicionamiento significativos que explicaran estas alertas. Este estudio pretende determinar si estas alertas se deben a pequeñas diferencias en las curvas de calibración de densidad del TC y el CBCT para este tipo de lesiones.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizaron cinco pacientes de SBRT pulmonar con alertas de Suncheck. El volumen medio de la lesión fue de 2,5 cc para el GTV y de 12,3 cc para el PTV, con UH medias de -414 y -741, respectivamente, del TC de planificación.

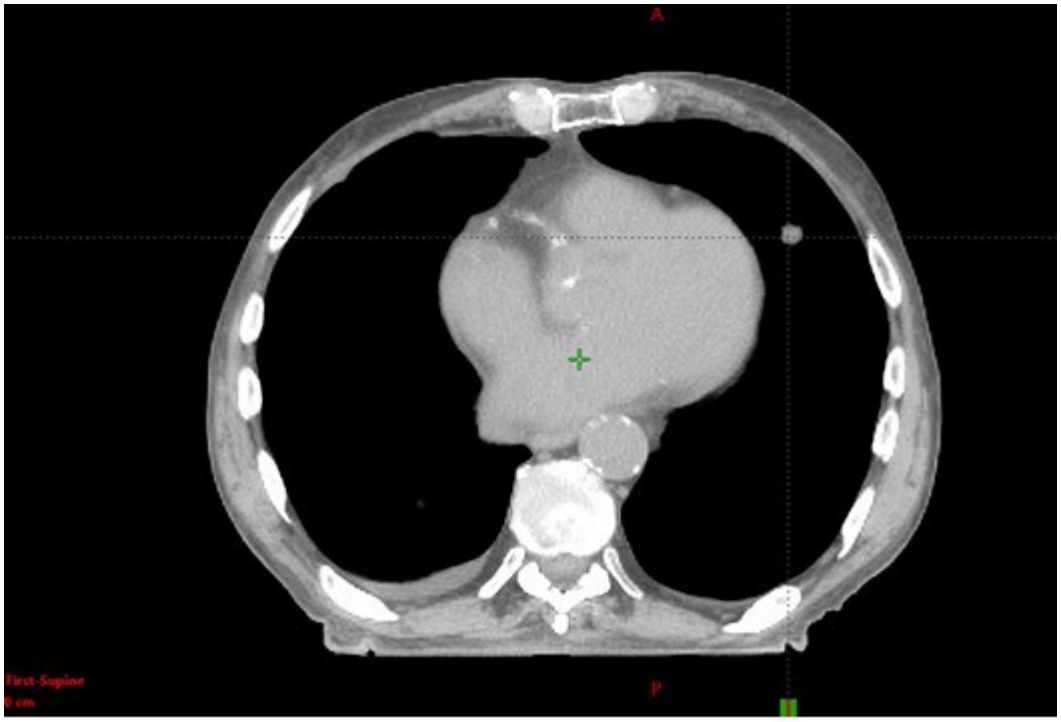


Figura 1. Lesión pequeña e hipodensa encontrada en uno de los pacientes del estudio.

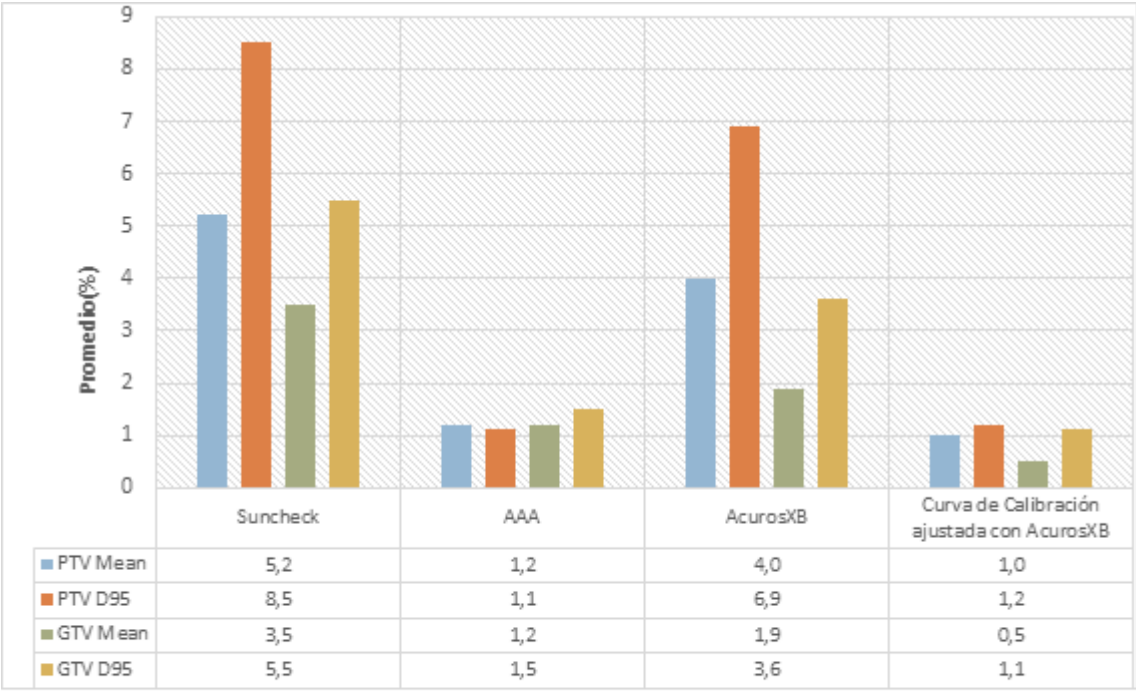
En primer lugar, se reprodujo el proceso de comparación que Suncheck realiza utilizando el cálculo en el TPS de Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) con los algoritmos de cálculo de dosis AAA v.15.6 y AcurosXB v.15.6. El plan

dosimétrico original del TC de planificación se replicó para el CBCT de la sesión de tratamiento en el mismo lugar donde se realizó el tratamiento. Los parámetros que se analizaron fueron las diferencias calculadas entre el TC y el CBCT para las dosis medias en el PTV y el GTV (PTVmean, GTVmean) y D95 para ambos dos (D95PTV, D95GTV). Se calcularon los valores medios entre todos los pacientes.

A continuación, se ajustó la curva de calibración del CBCT para cada paciente analizando las discrepancias de UH en el tejido pulmonar sano cercano a la lesión. Se calculó la diferencia media de UH en los cinco pacientes y se utilizó para modificar la curva de calibración del CBCT. A continuación, se repitió el mismo proceso de planificación y comparación para el CBCT utilizando la curva de calibración ajustada con el cálculo de dosis usando el algoritmo AcurosXB.

RESULTADOS

Los resultados fueron los siguientes:



	Suncheck	AAA	AcurosXB	Curva de Calibración ajustada con AcurosXB
PTV Mean	5,2	1,2	4,0	1,0
PTV D95	8,5	1,1	6,9	1,2
GTV Mean	3,5	1,2	1,9	0,5
GTV D95	5,5	1,5	3,6	1,1

Figura 2. Resultados de la media de las cinco sesiones de tratamiento comparando el cálculo de Eclipse AAA y AcurosXB, con y sin ajustes de la curva de calibración, frente a las discrepancias observadas en la plataforma Suncheck.

La figura 2. muestra que las diferencias dosimétricas de Suncheck se pudieron replicar utilizando el TPS de Eclipse con el algoritmo AcurosXB. Por el contrario, AAA no puede replicar estas variaciones. Además, el uso de la curva de calibración ajustada casi elimina las discrepancias.

CONCLUSIONES

Pequeñas diferencias de las UH en zonas hipodensas pueden afectar significativamente a los cálculos dosimétricos, dando lugar a falsas alertas en Suncheck. Las curvas de calibración estándar de densidad vs. UH para lesiones pequeñas e hipodensas pueden introducir falsos positivos. Se necesita una curva de calibración CBCT específica para mejorar la precisión. Debido a la dificultad de ajustar la curva a cada lesión específica, se recomiendan tolerancias de alerta más amplias para estos casos.

EVALUACIÓN DEL ACELERADOR LINEAL ETHOS EN EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER DE PRÓSTATA

Ribot Hernández, I. (1); Piqueras Guardiola, F. (2); Del Campo Muñoz, T. (1); Díaz Calzadilla, P. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias; (2) Hospital Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

A finales de 2023, el Servicio Canario de Salud incorporó el acelerador lineal Ethos (Varian Medical Systems) en el Hospital Universitario de Canarias (HUC), diseñado para tratamientos de radioterapia adaptativa mediante IMRT y VMAT (radioterapia de intensidad modulada y radioterapia de arco volumétrico modulado, respectivamente según sus siglas en inglés). Estas modalidades fueron preconfiguradas con 7, 9 y 12 campos para IMRT y con 2 y 3 arcos para VMAT. Este equipo es útil en pacientes con cambios significativos en los volúmenes de riesgo entre sesiones, como en el cáncer de próstata, donde la anatomía del paciente puede variar. Su uso clínico comenzó en 2024.

Dado que la experiencia con el Ethos a nivel global es aún limitada, se decidió analizar los tratamientos administrados en el HUC, evaluando distintos parámetros dosimétricos. Entre ellos, se analizaron las unidades de monitor (UM), el factor de modulación (MF), específico de IMRT, y el índice gamma (20%/3mm/3%). Este índice se obtuvo mediante dos sistemas de verificación: el software MOBIUS (Varian Medical Systems), que realiza cálculos independientes de dosis, y el sistema ArcCHECK (Sun Nuclear Corporation), basado en un fantoma cilíndrico con 1220 detectores tipo diodo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para el análisis, se empleó el sistema ArcCHECK 1220 con el software SunCHECK, junto con MOBIUS para cálculos de dosis

RESULTADOS

Hasta finales de 2024, se trataron 71 pacientes diagnosticados exclusivamente con cáncer de próstata mediante radioterapia externa con el acelerador Ethos. La técnica más utilizada fue IMRT de 9 campos, seguida de VMAT con 2 arcos. Los índices gamma promediaron 98,9% con ArcCHECK y 99,3% con MOBIUS, lo que indica alta concordancia entre los planes calculados y la dosis medida. En cuanto al factor de modulación, el valor medio en IMRT fue 2,1, lo que refleja baja complejidad en la distribución de dosis. Las UM oscilaron entre 1300 para VMAT y casi 3000 para IMRT de 12 campos, confirmando mayor demanda de unidades de monitor en planes con más campos.

	% DE PREFERENCIA	Promedio UM	Factor de modulación	Gamma AC	Gamma Mobius
IMRT 7	11,3	1724	1,8	98,9	99,5
IMRT 9	32,5	2140	2,1	98,9	99,3
IMRT 12	13,8	2978	2,3	98,8	98,8
VMAT 2	25	1365		99,3	99,5
VMAT 3	15	1369		99,1	99,7

Tabla 1. Análisis descriptivo de los planes de tratamiento hasta 31 de diciembre de 2024 en el ALE Ethos del HUC

TABLA 1

DISCUSIÓN

Los tratamientos presentan baja modulación, lo que implica menor variabilidad en la entrega de dosis. Se observó que, incluso dentro de la misma modalidad, los planes de IMRT requieren más UM que los de VMAT. Los índices gamma elevados sugieren alta fiabilidad en la administración de los tratamientos planificados. No se encontraron correlaciones significativas entre las variables, salvo una ligera correlación positiva (Pearson = 0,75) entre el MF y las UM, lo que indica que los planes más modulados tienden a requerir más unidades de monitor.

CONCLUSIONES

Se identifica una tendencia en la que los tratamientos con mayor cantidad de UM tienden a estar más modulados, lo que podría tener implicaciones en la eficiencia de los tratamientos. Además, los índices gamma elevados obtenidos tanto con MOBIUS como con ArcCHECK sugieren que el acelerador Ethos es fiable para la administración de los planes diseñados en su plataforma. Este análisis preliminar proporciona una base para futuras investigaciones en la optimización de los tratamientos adaptativos con Ethos en patologías oncológicas complejas.

SBRT COMO TRATAMIENTO RADICAL ALTERNATIVO A LA CIRUGÍA EN CÁNCER DE MAMA

Muñiz Romero, G. (1); Velázquez Miranda, S. (1); López Martín, N. (1); De Haro, R. (1); Luís Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

La cirugía juega un papel fundamental en el tratamiento del cáncer de mama. Sin embargo, para las pacientes con carcinoma de mama inoperable o aquellas que no desean someterse a cirugía, la posibilidad de lograr un tratamiento radical se reduce significativamente. Es fundamental encontrar la forma de mejorar el control local y la metástasis a distancia del tumor primario en estas pacientes. El objetivo de este trabajo es investigar el potencial de la radioterapia estereotáxica (SBRT) en pacientes con cáncer de mama inoperable.

MATERIAL Y MÉTODO

Se han estudiado 10 pacientes, con edades entre 65 y 94 años, consideradas no aptas para intervención quirúrgica. Se propone régimen alternativo usando técnica SBRT a 40 Gy en 5 fracciones. Para la inmovilización de las pacientes se utiliza el sistema estereotáxico exaBreast (Anatge), Moldcare (Alcare) y máscara termoplástica (FIGURA 1). Se realiza un TC de simulación 4D utilizando

el sistema RGCS (Respiratory Gating for Scan) de Varian. Se selecciona la proyección de mayor intensidad (MaxIP) para delimitar el ITV (internal target volumen) y el corazón, con un margen uniforme de 5 mm para obtener el PTV (planning target volumen). Las lesiones traen un marcador fiducial que ayuda a determinar su posición.



Figura 1. Sistema de inmovilización empleado para SBRT de mama multifracción.

El tratamiento se diseña en el planificador Eclipse (Varian) con algoritmo de cálculo Acuros XB y técnica VMAT de arcos parciales valorando simplicidad y robustez. Se administra en un acelerador TrueBeam (Varian) con fotones 6 MV FFF a tasa 1400 UM/min.

El objetivo es conseguir una cobertura del PTV entre el 95-100% con cobertura del 100% para ITV. Las tolerancias de los órganos de riesgo se recogen en la tabla1. En los casos en los que el PTV solapa con el tejido subcutáneo (5 mm) se realiza un SIP a la piel (simultaneous integrated protection) con una prescripción máxima de 33 Gy en esa zona.

Órgano de riesgo	Restricción
Pulmón ipsilateral	V12Gy<10%
Mama ipsilateral	V30Gy<35%, V15Gy<60%
Corazón	V1.5Gy<30%, V32Gy<15 cc
Mama contralateral	V1.5Gy<30%
Hipodermis	D_{max}<33Gy

Tabla 1. Restricciones de órganos de riesgo para SBRT de mama multifracción.

RESULTADOS

Se tratan 6 casos de mama izquierda y 4 de mama derecha con volúmenes entre los 12 y los 40 cm3. A 4 de las pacientes se les realiza un SIP. La dosis media en corazón no supera los 1.5 Gy con dosis máxima inferiores a 15 Gy. La dosis media en pulmón ipsilateral es inferior a 2.5 Gy y el volumen de mama ipsilateral que recibe 15 Gy es inferior al 27% en todos los casos.

Tanto al finalizar el tratamiento como 1 mes después ninguna paciente presenta toxicidad. Las 7 pacientes que han sido evaluadas 3 meses después del tratamiento siguen sin presentar toxicidad y, además, 6 de ellas presentan una respuesta parcial. Cuatro de las pacientes han sido evaluadas 6 meses después presentando dos de ellas una respuesta completa, y otras dos, respuesta parcial con una alta disminución del tamaño de la lesión.

CONCLUSIONES

Todas las pacientes presentan buena respuesta al tratamiento sin signos de toxicidad aguda ni tardía con respuesta parcial o completa (6 meses después). Es necesario continuar analizando los resultados obtenidos del resto de pacientes y tratando más pacientes.

COMPARATIVA DE PLANIFICACIONES DE TRATAMIENTO MAMARIO CON PINNACLE Y ECLIPSE: FRACCIONAMIENTO Y TÉCNICAS

Muñiz, G. (1); Luís Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

La planificación de tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) o de arco volumétrico (VMAT) para el cáncer de mama suponen un proceso multifactorial complejo. Aún faltan directrices claras sobre elementos de la planificación como pueden ser la elección del planificador, la energía, la técnica o estrategias de optimización. En este estudio se ha llevado a cabo una comparativa entre pacientes de mama planificadas en Pinnacle (Philips) con técnica IMRT y las mismas realizadas en el planificador Eclipse (Varian) usando diferentes técnicas (IMRT y VMAT) para los fraccionamientos más empleados.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evalúan 15 pacientes, 5 de ellas tratadas con esquema estándar hipofraccionado (40 Gy/15 fracciones), 5 tratadas con fraccionamiento estándar hipofraccionado, pero incluyendo irradiación de supra y niveles axilares, y 5 con esquema Fast Forward (26 Gy /5 fracciones). Todas ellas ya habían sido planificadas en Pinnacle con técnica IMRT “step and shoot” de 5-7 campos, algoritmo Collapsed Cone Convolution (CCC) y fotones de 6 MV para un acelerador VitalBeam (Varian) cumpliéndose las restricciones establecidas para los órganos de riesgo en cada caso. Se planifican en el planificador Eclipse v.16 con algoritmo analítico anisótropo (AAA) partiendo del mismo TC de simulación y delimitación. En todos los casos se realiza una expansión del CTV en dirección lateral y anterior con sobreimpresión de la densidad durante la optimización. En Eclipse se realizan planificaciones con técnica IMRT “sliding window” (SW) estándar, IMRT SW de tipo “butterfly” y VMAT con dos arcos parciales. Para la IMRT SW se aplica un suavizado X e Y entre 80 y 120 (prioridad 200 para volúmenes blanco) y para VMAT se hace “Jaw Tracking”. Se comparan tanto las UM empleadas como las restricciones sobre órganos de riesgo según el fraccionamiento para una misma cobertura del 95%-95%.

RESULTADOS

Se observa un aumento generalizado de las UM en los tratamientos de Eclipse con respecto a los de Pinnacle siendo bastante significativo para el caso de la IMRT estándar. Si se comparan entre sí las planificaciones en Eclipse los mejores resultados se obtienen para IMRT de tipo “butterfly” con 6 campos y factor de suavizado X e Y 120 aunque en general hay mejores resultados con técnica VMAT de dos arcos parciales. El cumplimento de las restricciones sobre órganos de riesgo es aproximadamente el mismo para Pinnacle o para las combinaciones más favorables de Eclipse salvo para la dosis máxima en mama contralateral, donde se obtienen peores resultados en Eclipse.

40 Gy/ 15 Frac (MAMA SIMPLE)	PINNACLE	ECLIPSE		
	IMRT STEP AND SHOOT	IMRT SW	IMRT SW "BUTTERFLY"	VMAT
UM	760	1620	1410	1012
V8 (COR) (%)	31	31,5	30,4	21
V 16 (COR) (%)	11	11	9,6	7,4
V16 (PULMON IPSI) (%)	15	16	14,4	11,4
V8 (PULMON IPSI) (%)	27	31,4	29,7	20,7
V4 (PULMON IPSI) (%)	50	63,2	51,3	31,6
D_{MAX} (MAMA CONTRA) (Gy)	3,6	7	6	7

40 Gy/ 15 Frac (CON SUPRA Y NIVELES)	PINNACLE	ECLIPSE		
	IMRT STEP AND SHOOT	IMRT SW	IMRT SW "BUTTERFLY"	VMAT
UM	808	1681	1727	1088
V8 (COR) (%)	25	26,8	26,2	24,7
V 16 (COR) (%)	6	5,3	6,2	6
V16 (PULMON IPSI) (%)	18	19	18,8	16
V8 (PULMON IPSI) (%)	33	57,7	34,9	34,3
D_{MAX} (MAMA CONTRA) (Gy)	6,3	7	7	8

26 Gy/ 5 Frac (MAMA SIMPLE)	PINNACLE	ECLIPSE		
	IMRT STEP AND SHOOT	IMRT SW	IMRT SW "BUTTERFLY"	VMAT
UM	1634	3190	1727	1872
V1,5 (COR) (%)	22	24,6	21,4	19,2
V7 (COR) (%)	1	1,7	4,9	2,3
V8 (PULMON IPSI) (%)	13	14,6	14,9	14,1
D_{MAX} (MAMA CONTRA) (Gy)	1,4	2,7	1,5	3

Tabla 1. Unidades monitor y restricciones de órganos de riesgo según fraccionamiento, técnica y sistema de planificación.

CONCLUSIONES

Las planificaciones de mama en Pinnacle con IMRT "step and shoot" proporcionan mejores resultados tanto en número de unidades monitor como en restricciones de órganos de riesgo que las obtenidas con Eclipse. Para planificaciones de mama en Eclipse las técnicas que mejores resultados aportan son IMRT SW tipo "butterfly" de 6 campos con factor de suavizado de 120 o VMAT con "jaw tracking" de dos arcos parciales.

EFECTO DE LA ASIGNACIÓN DE DENSIDADES A NIVEL ESTRUCTURAL EN LA PRECISIÓN DEL CÁLCULO DOSIMÉTRICO EN SBRT DE PRÓSTATA

Yang, G. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Sánchez López, R. (1); De La Monja Rey, P. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz (Madrid)

INTRODUCCIÓN

En un sistema MR-Linac, la planificación de los tratamientos de radioterapia se basa en imágenes de resonancia magnética adquiridas el día de la simulación y durante los días posteriores del tratamiento. Aunque estas imágenes son atractivas porque consiguen mayor contraste de tejido blando y permiten reducir la incertidumbre del procedimiento en comparación con un flujo de planificación basado en la fusión CT-MRI, no proporcionan información sobre las densidades electrónicas de los tejidos. Este inconveniente se soluciona asignando a las estructuras de la imagen MRI densidades electrónicas medias obtenidas en la imagen CT. Este trabajo analiza el impacto dosimétrico de la planificación de próstata cuando las densidades electrónicas se asignan a nivel estructural en lugar de a nivel de vóxel.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se seleccionaron ocho planificaciones de pacientes de SBRT de próstata (36.25 Gy en 5 sesiones) para calcular la dosimetría basada en la imagen CT con densidades electrónicas asignadas a las estructuras. Las planificaciones se han realizado en el TPS Elekta Monaco (v.5.51.11) que utiliza un algoritmo de cálculo GPU Monte Carlo (GPUMCD) con un espaciado de rejilla de 0.3 cm e incertidumbre estadística del 1% por cálculo.

Para ambas planificaciones, se han analizado diferentes parámetros dosimétricos (D_{med}, D98, D2, V18.1, D50, D20, D5) para el PTV y los OARs aplicando el *test t pareado* a los dos conjuntos de planes para evaluar si existía una diferencia estadísticamente significativa entre ambos. De forma complementaria, se han comparado ambas distribuciones de dosis mediante el método de análisis gamma.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las diferencias dosimétricas observadas entre ambos planes no superan el 1% en todos los casos. Además, en la mayoría de los casos, el test estadístico no permitió rechazar la hipótesis nula (*p-value*>0.05), lo que sugiere que es muy probable que ambas planificaciones sean equivalentes. Las mayores discrepancias que se encontraron en los valores de los máximos de dosis de la uretra y en zonas con una mayor densidad electrónica, como las cabezas femorales.

La comparación de las distribuciones de dosis por el método de análisis gamma indicó que, para todos los casos, más del 95% de los puntos cumplieron con el criterio 3%2mm recomendado por el informe AAPM-TG 218. Para detectar diferencias entre ambas distribuciones, sería necesario reducir la distancia a 1 mm, donde, para diferencias de dosis del 2% y 1% el porcentaje de puntos que superan el criterio disminuyó del 90% hasta el 75%.

Estructura	Parámetro dosimétrico	Plan densidades en vóxel	Plan densidades en bloque	*p-value*
PTV	D_{med} (cGy)	3638(39)	3639(37)	0.36
	D_{98} (cGy)	3414(99)	3422(92)	0.48
	D_2 (cGy)	3783(10)	3783(17)	0.84
Uretra	D_{med} (cGy)	3584(23)	3585(24)	0.66
	D_2 (cGy)	3656(16)	3684(19)	0.01
Vejiga	D_{med} (cGy)	1300(500)	1290(510)	0.46
	$V_{18.1}$ (%)	30(18)	31(18)	0.33
Recto	D_{med} (cGy)	1420(290)	1420(290)	0.60
	D_{50} (cGy)	1350(430)	1360(420)	0.51
	D_{20} (cGy)	2380(460)	2390(460)	0.02
Cabeza femoral derecha	D_{med} (cGy)	550(180)	540(180)	0.00
	D_5(cGy)	970(270)	970(270)	0.04
Cabeza femoral izquierda	D_{med} (cGy)	610(140)	600(140)	0.00
	D_5 (cGy)	1140(110)	1130(110)	0.02

Tabla 1. Resultados de los parámetros dosimétricos en la planificación con densidades electrónicas a nivel vóxel y estructural.

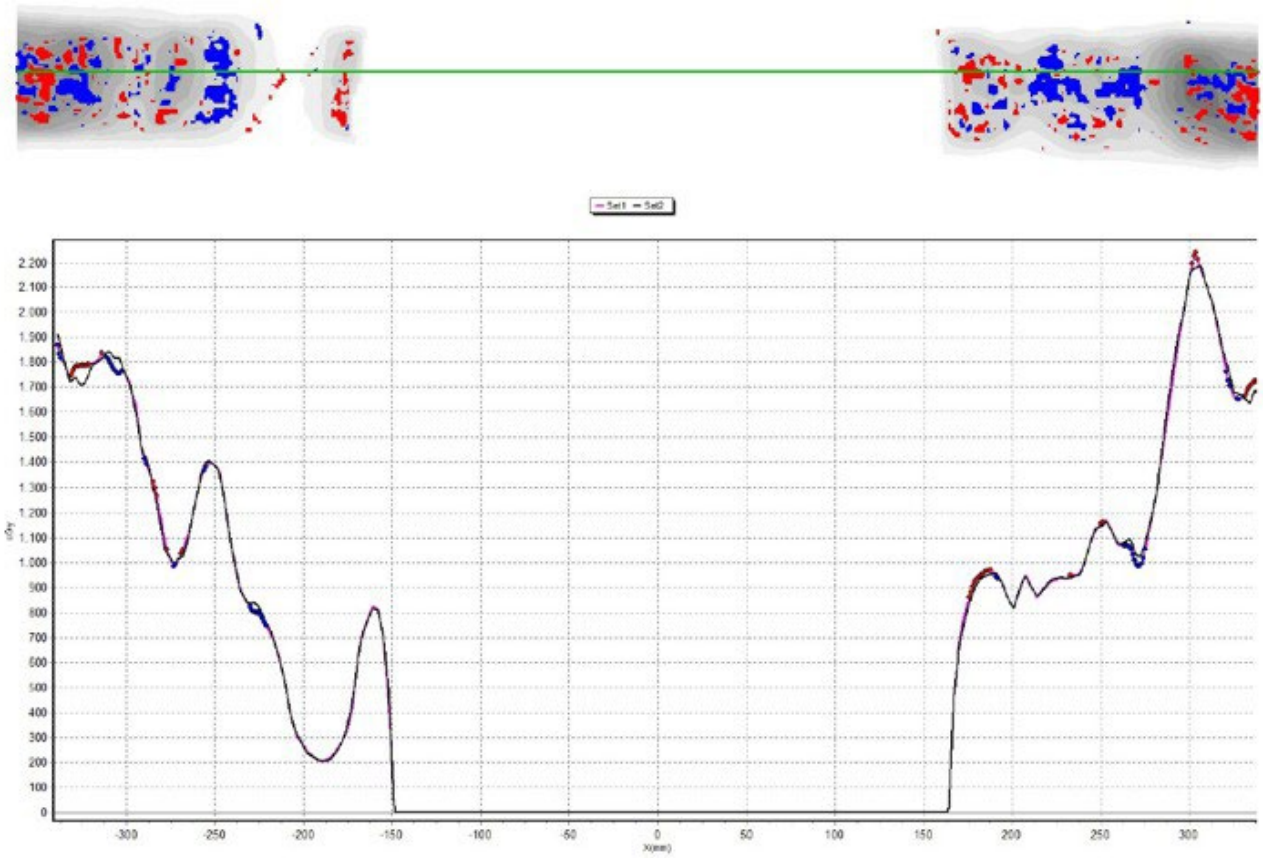


Fig. 1. Comparación entre distribuciones de dosis entre la planificación con densidades electrónicas a nivel vóxel y estructural en un paciente.

CONCLUSIONES

Las desviaciones dosimétricas encontradas entre las planificaciones de próstata basadas en imágenes CT con densidades electrónicas asignadas a las estructuras, en comparación con las densidades a nivel de vóxel, no son significativas y cumplen con los requerimientos clínicos. Por tanto, las planificaciones realizadas sobre las imágenes MRI con asignación de densidades electrónicas medias a las estructuras no introducen errores significativos en el cálculo de la dosis.

CUANTIFICACIÓN DEL EFECTO DOSIMÉTRICO DE LA CONEXIÓN DE LA MESA IBEAM EVO (ELEKTA) CON SUS EXTENSIONES EN TRATAMIENTOS DE VMAT

Flores Cacho, I. (1); San Miguel Avedillo, F. J. (1); Williamson Puente, S. (1); Hernández García, J. (1); Plaza Núñez, R. (1); Montero Díaz, N. (1); Ruiz Prados, M. (1); Fernández Ruiz, M. L. (1); Durán De La Torre, M. V. (1)
(1) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE

La conexión entre la mesa plana iBeam Evo (Elekta) y sus extensiones es una región de 10cm en longitud con alta densidad y alta atenuación. Elekta recomienda que ningún haz llegue al paciente atravesando esta región. Sin embargo esto no siempre es posible, especialmente cuando es necesario irradiar cadenas ganglionares en tratamientos pélvicos.

Seleccionamos 33 pacientes tratados en nuestro hospital por patología pélvica (cáncer de endometrio, cérvix, recto, vejiga o próstata) con irradiación de cadenas ganglionares. Todos ellos se simularon en un TC Canon Aquilion LB con mesa y extensiones idénticas a las del acelerador.

Dentro del estudio, para cada paciente se realizó una planificación VMAT optimizada con una mesa modelada (marco de fibra de carbono más núcleo de espuma, con densidades electrónicas relativas al agua de 0,7 y 0,065 respectivamente [1]). La geometría de esta mesa es la proporcionada por Elekta en los modelos por defecto disponibles en Monaco TPS. Este modelo tiene en cuenta la atenuación de la mesa pero no el efecto de la zona de la unión. Una vez optimizada sobre la mesa modelo, se recalculó la deposición

de dosis teniendo en cuenta la mesa real (incluida completamente en el TC de simulación adquiriendo con FoV de 700mm) para poder evaluar el efecto de la unión sobre cuatro parámetros dosimétricos del PTV: V95%, V100%, dosis promedio y D50%. Estos cuatro parámetros se evaluaron tanto sobre el PTV completo como para la región del PTV que se solapa con unión.

Aunque observamos que el efecto de la unión es muy paciente-dependiente (pacientes delgados, con PTV próximo a la mesa presentan un mayor efecto de atenuación) y aunque la dispersión es grande, la FIGURA 1 muestra una correlación clara (R^2>0.7) entre la fracción de PTV que se solapa con la zona de la unión y la variación observada en V100%, dosis promedio y D50%. Por cada 1% del PTV que se solapa con la unión, V100% se reduce en un 0,2% y las dosis se reducen en un 0,02%. La correlación es menos clara para V95% pero 6 de los 33 pacientes bajan del umbral V95%>95% cuando el efecto de la unión de la mesa se tiene en cuenta.

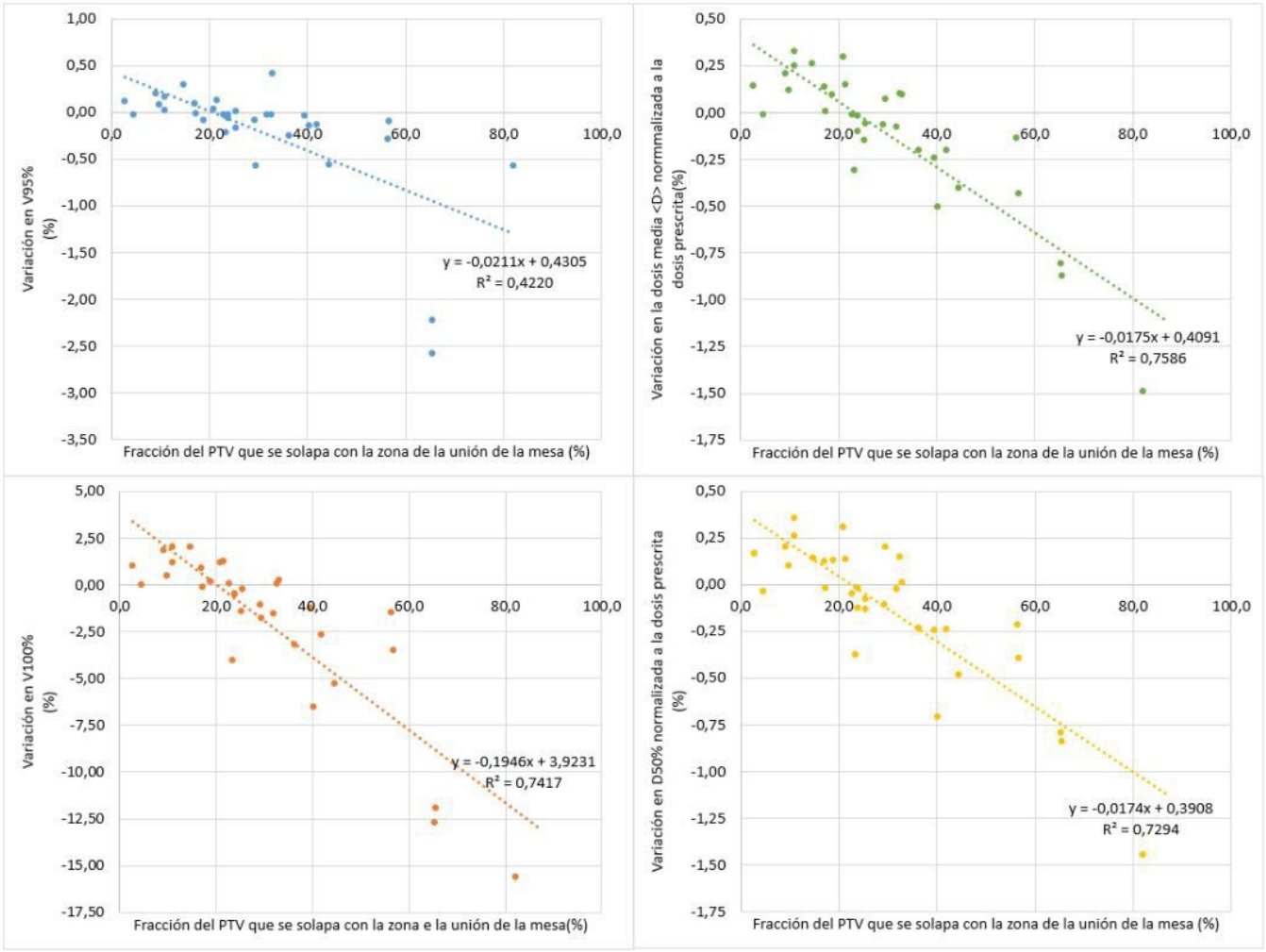


Fig. 1: Correlación entre el efecto de la conexión de la mesa con la fracción de PTV que se solapa longitudinalmente con esta región, en cuatro parámetros dosimétricos. Las variaciones en estos cuatro parámetros dosimétricos se han evaluado sobre la totatlidad del PTV.

Estos efectos pueden parecer despreciables cuando se evalúan sobre el PTV completo, pero cuando limitamos el análisis a la zona de solapamiento la FIGURA 2 nos muestra que la mayoría de los pacientes tienen decrementos en dosis mayores al 1% y decrementos en V100% mayores del 5%, llegando a alcanzar valores del 2% y 25%, respectivamente. El posible efecto clínico de estos decrementos está más allá del alcance del presente estudio.

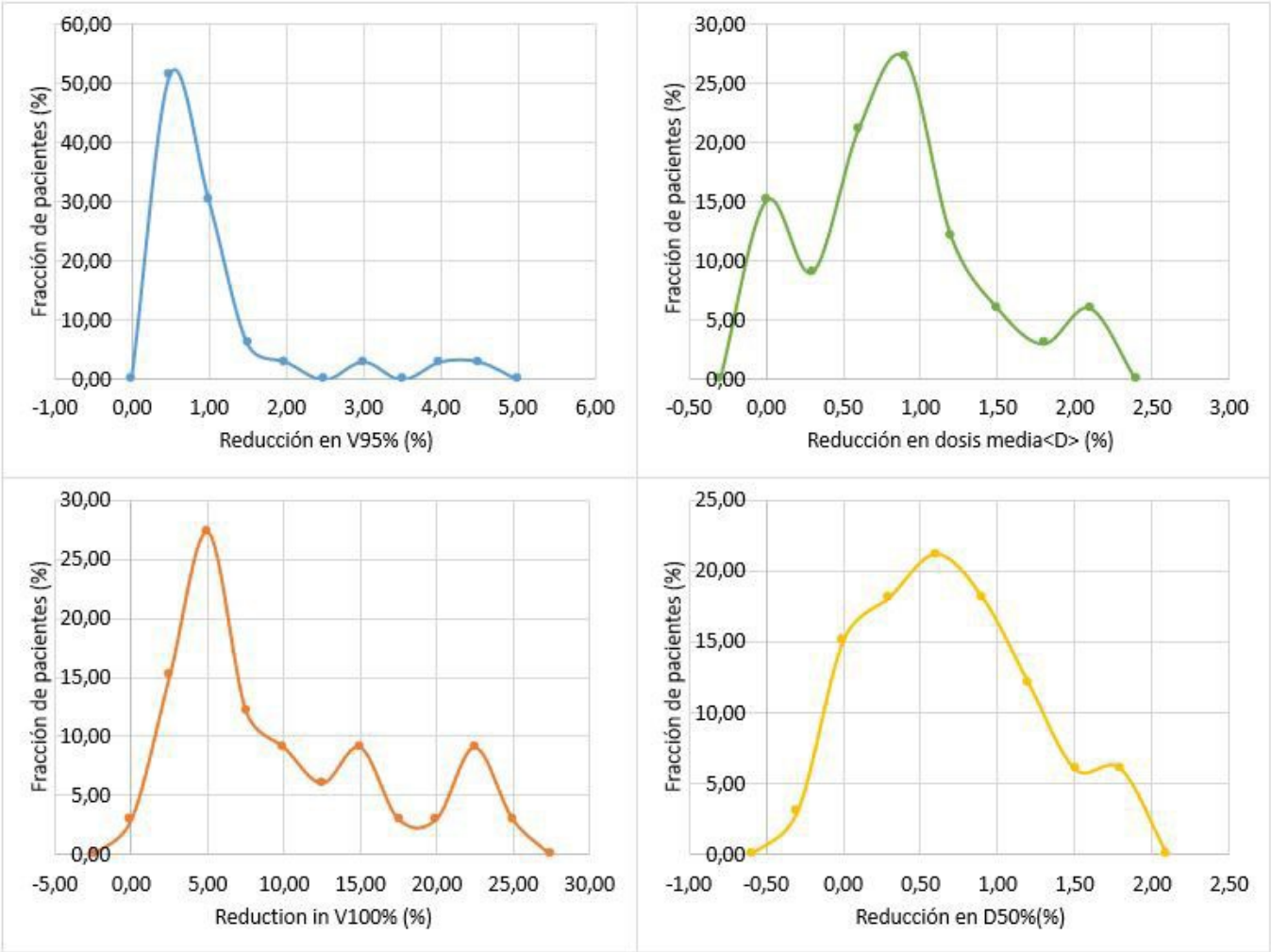


Fig. 2: Histogramas de frecuencia donde se muestra el efecto de la conexión de la mesa sobrecuatro parámetros dosimétricos. Esos histogramas muestran sólo el efecto en la zona de solapamiento longitudinal entre el PTV y la unión de la mesa (zona de alta densidad y alta atenuación).

Estos resultados muestran la necesidad de incluir el efecto de la conexión en la planificación, ya sea empleando modelos de mesa mejorados que la incluyan o incluyéndola en el TC de simulación. Esto permitirá evitar pérdidas de dosis en el PTV y garantizará un tratamiento óptimo al paciente.

[1] Zefiro, D. et al. Physica Medica: European Journal of Medical Physics, Volume 56, 199 – 200.

CONTORNEO EN EJES PARA-AXIALES EN MONACO PARA TRATAMIENTOS GINECOLÓGICOS CON BRAQUITERAPIA O RADIOTERAPIA EXTERNA

Flores Cacho, I. (1); Williamson Puente, S. (1); Zalabarria Zarrabeitia, Z. (1); San Miguel Avedillo, F. J. (1); Hernández García, J. (1); Plaza Núñez, R. (1); Ruiz Prados, M. (1); Montero Díaz, N. (1); Fernández Ruiz, M. L. (1); Durán De La Torre, M. V. (1)
(1) Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla", CSVE

Las guías de contorneo en tratamientos de braquiterapia ginecológica (e.g,, GEC-ESTRO, EMBRACE II) recomiendan el contorneo de estructuras blanco (CTV, PTV) en RMN en ejes para-axiales (para-axial, para-sagital y para-coronal), según la anatomía de las pacientes (el eje para-axial, en lugar de ir orientado en dirección cráneo-caudal, se reorienta en dirección del eje cervical o vaginal y los otros ejes rotan solidariamente). Los planificadores de braquiterapia suelen permitir el contorneo en estos ejes para-axiales, pero no sucede lo mismo con los planificadores de radioterapia externa.

En esta comunicación enseñamos los pasos a seguir para poder contornear CTV (y dar márgenes no isotrópicos) en ejes para-axiales en el planificador Monaco, empleando dos series de imágenes fusionadas o co-registradas, ya sean de TC, de RMN o una

combinación RMN-TC. Las imágenes de ejemplo incluidas en la Fig. 1 son dos reconstrucciones del mismo TC con diferente FoV (automáticamente co-registradas) de un implante con cilindro vaginal.

1. Cargaremos como serie principal (queda en azul) la que vayamos a usar como apoyo (serie A).
2. Cargaremos como serie secundaria (queda en verde) la que vayamos a usar para el contorneo y para la planificación del tratamiento (serie B).
3. En la pestaña Workspace desactivaremos Partial Slice Trackers para poder ver los ejes.
4. Entrando en el módulo de fusión, y visualizando sólo la serie B (deslizador en la barra superior completamente a la derecha), rotaremos las imágenes (en la vista sagital) hasta alinear el eje vertical con la región anatómica de la paciente que sea determinante (útero o vagina, típicamente).
5. Volveremos a activar Partial Slice Trackers una vez alineado para que los ejes no estorben en el contorneo.
6. Pasaremos al módulo de planificación salvando al cambiar de módulo.
7. Contornearemos en la vista transversal (para-axial) visualizando la serie B. Nótese que aunque estamos visualizando la serie B, estamos contorneando en la serie A (serie principal).
8. Aplicaremos los márgenes no uniformes con la herramienta Margins. Los márgenes se aplicarán según los nuevos ejes rotados (i.e., superior-inferior ya no es cráneo-caudal sino a lo largo del eje vertical de la estructura anatómica).
9. Copiaremos las estructuras a la serie B desde la serie A con la función Copy Structure y salvaremos. Con esto ya tenemos las estructuras contorneadas en las dos series.
10. Para verificar, haremos unload de la serie A y comprobaremos en la serie B que las estructuras son correctas. Contornearemos cualquier otra estructura necesaria.
11. Cargaremos como secundario ahora la serie A.
12. Entraremos en el módulo de fusión y en Transformation Data, para ver la matriz de transformación. Dejaremos todos los parámetros a 0 y guardaremos.

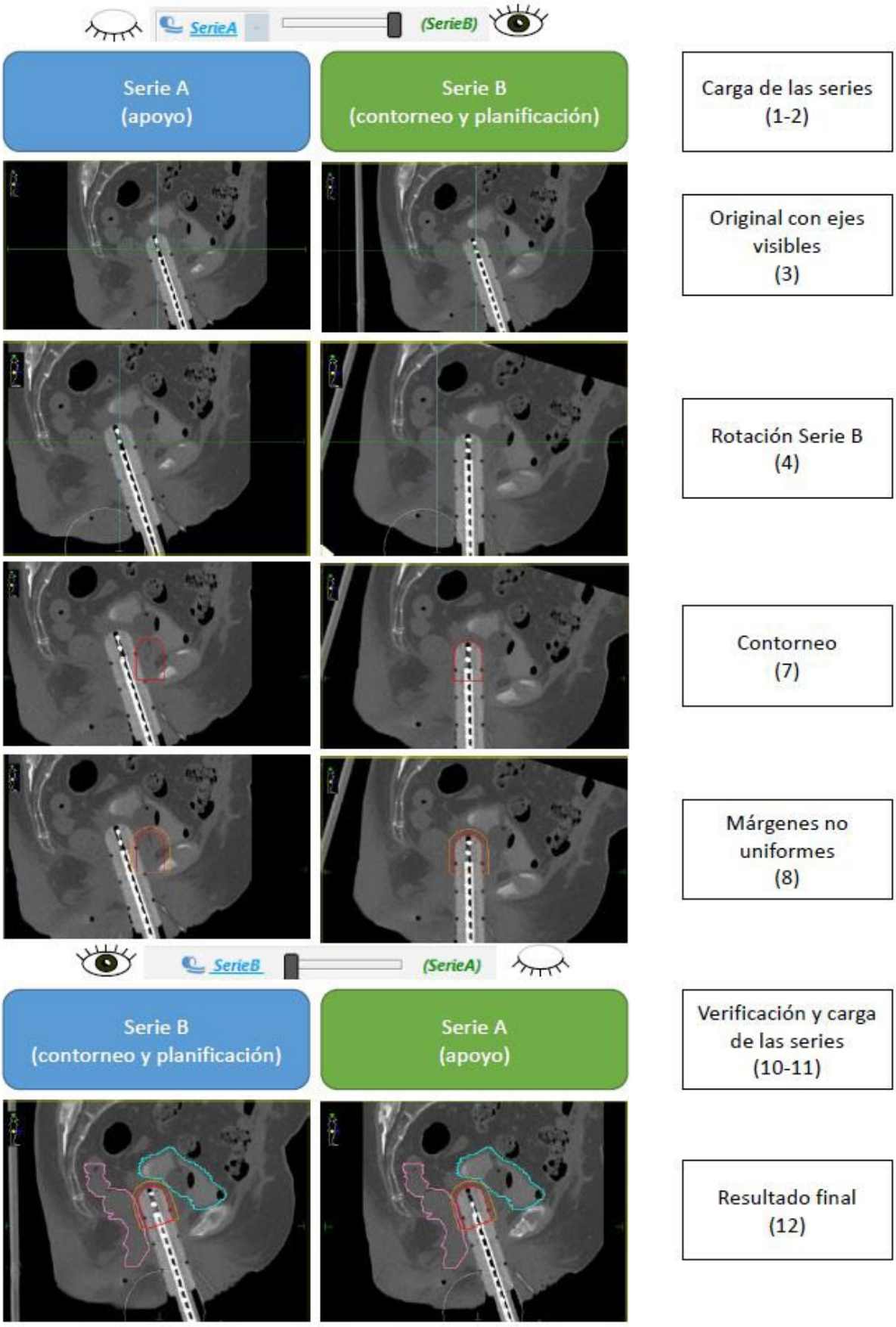


Fig. 1: Resumen gráfico de los pasos a seguir para poder hacer un contorneo para-axial en el planificador Monaco. Se han usado como ejemplo dos reconstrucciones del mismo TC con diferente FoV de un implante con cilindro vaginal. En la columna de la derecha se indica en qué paso de los descritos en el texto se asocian las imágenes.

Estas estructuras son compatibles con otros planificadores (e.g., Oncentra) y con visualizadores de imágenes dicom (e.g., dicompyler). Al contornear en estos ejes para-axiales, los márgenes aplicados a los CTVs para delimitar PTVs se corresponden con la anatomía de las pacientes, evitando picos y respetando la simetría cilíndrica propia de los implantes de braquiterapia (ver FIG. 2).

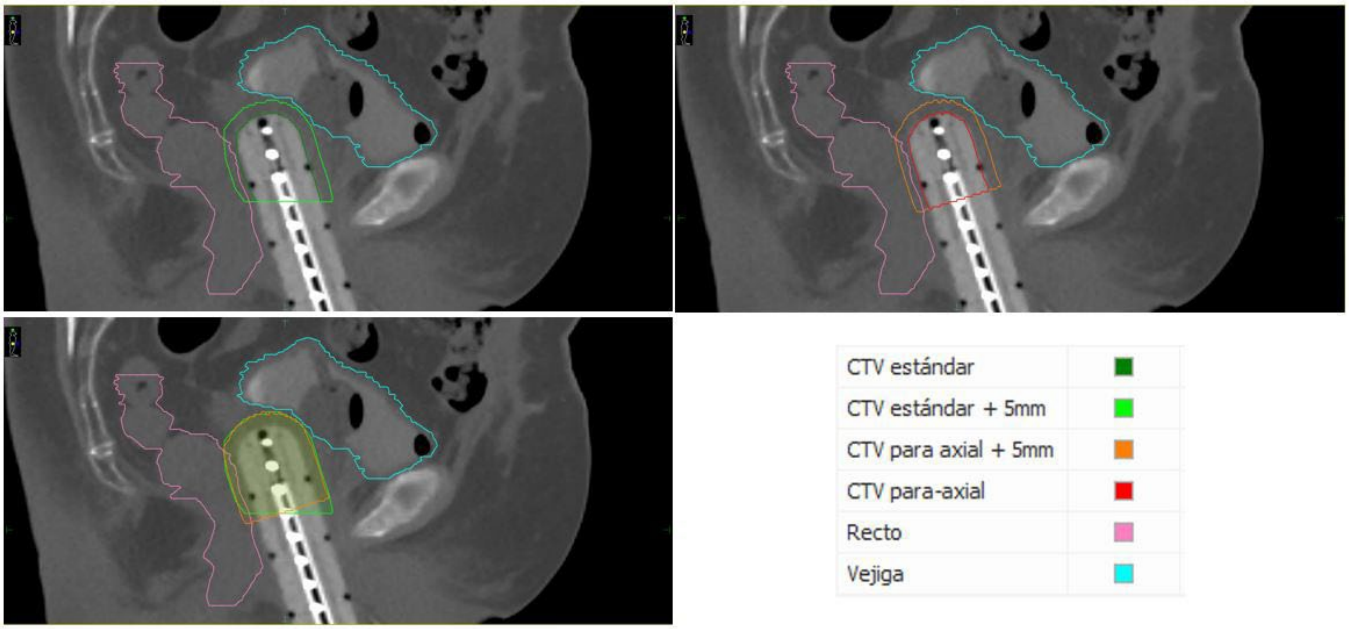


Fig. 2: Comparación entre CTV (cilindro) y CTV + 5mm contorneado en ejes estándar (verde oscuro y verde claro, superior izquierda) y en ejes para-axiales (rojo y naranja, superior derecha). En la imagen inferior izquierda se muestra sólo los dos CTV expandidos 5mm donde se aprecian las diferencias más claramente.

REVISIÓN DE SBRT PULMONAR EN HCUZ

González Lizarraga, I. (1); Calderó Torra, M. (2); López Mata, M. (2); García Romero, A. (2); Barranco López, A. (2)
(1) Hospital Universitario de Donostia–Onkologikoa; (2) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza

OBJETIVOS Y PROPÓSITOS

La radioterapia corporal estereotáctica (SBRT) es una forma de radioterapia hipofraccionada que se emplea desde hace unos años también el tratamiento de cáncer de pulmón. El objetivo de este estudio es comunicar los resultados clínicos y geométricos de la técnica de SBRT empleada en el HCUZ.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio observacional, analítico longitudinal, se analizan de forma retrospectiva datos recogidos sobre 55 pacientes tratados mediante SBRT pulmonar entre Febrero de 2021 y Julio de 2023. Estos fueron simulados en un CT 3D, y en cada sesión de tratamiento se recogieron datos de CBCTs iniciales de posicionamiento y CBCTs finales de comprobación. Se analizarán tanto aspectos clínicos (toxicidad y control) como geométricos (posicionamiento, variabilidad del registro, movimiento intrafracción y estimación de márgenes).

RESULTADOS

La edad media de los pacientes al tratamiento con SBRT fue de 71 años, 55 varones y 29 mujeres. El 67% de las lesiones tratadas eran metástasis. Solo en 11 pacientes (20 %) se objetivó toxicidad aguda, y en 2 toxicidad crónica. El 43% de los pacientes no metastásicos tuvieron padecieron una progresión de la enfermedad.

Tras notar la contribución del movimiento respiratorio en el posicionamiento de los pacientes y en el movimiento intrafracción, se ha valorado la variabilidad del registro de imágenes realizado por los especialistas en oncología radioterápica. También se han estimado los márgenes de ITV a PTV aproximados según la fórmula de van Herk, obteniendo valores menores de los 0.5 cm empleados clínicamente.

CONCLUSIONES

La técnica de SBRT pulmonar que se empleó en el HCUZ ofrece resultados clínicos similares a la literatura, y el análisis geométrico permite asegurar que los márgenes empleados son correctos.

EXACTRAC DYNAMIC COMO HERRAMIENTA DE POSICIONADO EN UN TRATAMIENTO DE RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA

Sanz García, I. (1); García Hernández, M. J. (1); Barba Pérez, J. C. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); Musson Gómez, D. A. (1); Ruiz Galán, G. (1); Gómez Cores, M. S. (1); García Marcos, R. (1)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

ExacTrac Dynamic (Brainlab AG, Múnich, Alemania) es un sistema que combina técnicas de guiado por superficie (SGRT) y guiado por imagen (IGRT) para el posicionamiento y la monitorización del paciente durante tratamientos de radioterapia. Su uso resulta especialmente relevante en procedimientos de radiocirugía estereotáctica (SRS), donde la administración de elevadas dosis por fracción exige un control preciso del posicionamiento del paciente.

En este estudio se ha evaluado la exactitud del sistema ExacTrac (EXTD) como herramienta de posicionado, midiendo las desviaciones entre la colocación efectuada con EXTD y la posición del isocentro de radiación de un acelerador lineal empleado para administrar un tratamiento de SRS a un maniquí de cabeza.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un maniquí antropomórfico de cabeza que incorpora en su interior tres esferas metálicas de 5 mm de diámetro. Fue inmovilizado con una máscara termoplástica y un reposacabezas. Se adquirieron imágenes mediante tomografía computarizada de dicho maniquí con espesor de corte de 1 mm, cuyos datos se exportaron al sistema de planificación Monaco (Elekta). Se generó un plan de tratamiento VMAT con el isocentro ubicado en una de las esferas, y dicho plan fue transferido al sistema EXTD de un linac Versa HD (Elekta).

Tras posicionar el maniquí con el sistema de guiado por superficie y guiado por imagen (Figura 1) proporcionado por EXTD, se realizó un primer test Winston-Lutz utilizando la esfera metálica del maniquí como referencia.

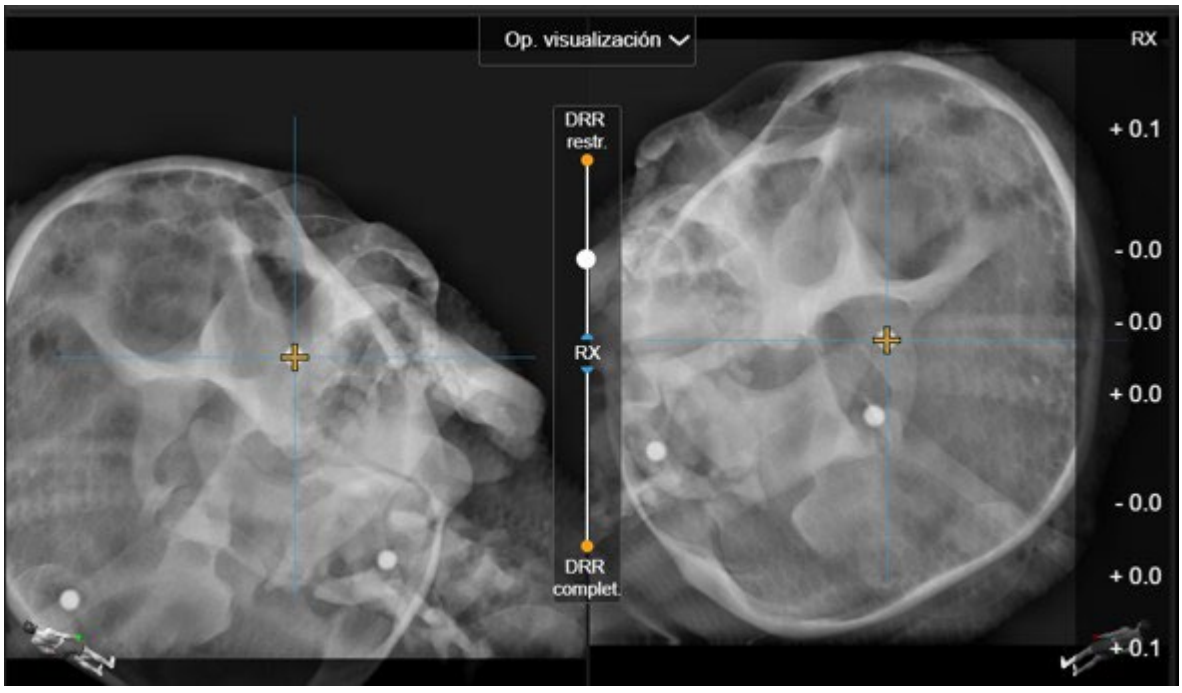


Figura 1. Superposición de la DRR (radiografía reconstruida digitalmente) y las imágenes estereoscópicas de rayos X adquiridas durante el posicionamiento del maniquí.

El tratamiento fue preparado nuevamente y, en esta ocasión, se procedió a su administración, utilizando el sistema EXTD tanto para el posicionamiento como para la monitorización. Durante la irradiación, el maniquí fue desplazado intencionadamente mediante una plataforma móvil, con desplazamientos entre 1 y 2 mm, superando las tolerancias permitidas por el sistema SGRT, lo que provocó la interrupción automática del tratamiento. Tras reposicionar al maniquí dentro de los límites aceptables, se reanudó, simulando un escenario clínico real (Figura 2). Al finalizar el tratamiento, se realizó un segundo test Winston-Lutz para verificar el posicionamiento del maniquí tras las modificaciones en su colocación.



Figura 2. Curva del movimiento de la superficie del paciente. En rojo, franjas fuera de tolerancia con interrupción del tratamiento; en azul, instantes de adquisición de imágenes de rayos X de comprobación.

RESULTADOS

Ambos tests Winston-Lutz indicaron que el desplazamiento de la esfera metálica respecto al isocentro de radiación se mantuvo en un rango submilimétrico, con valores registrados para los ejes lateral, longitudinal y vertical inferiores a 0,5 mm.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El segundo test Winston-Lutz, realizado tras la administración de un tratamiento VMAT que implicó cambios en múltiples parámetros del acelerador y desplazamientos intencionados del maniquí, confirmó que las desviaciones respecto al isocentro de radiación se mantuvieron por debajo de 0,5 mm. Estos resultados evidencian la consistencia y fiabilidad de ExacTrac Dynamic como sistema de posicionamiento y monitorización en tratamientos de alta precisión, como la radiocirugía estereotáctica.

SEGUIMIENTO INTRAFRACCIÓN DE SBRT DE GANGLIOS PÉLVICOS CON EXACTRAC DYNAMICS

Fernández Romero, J. J. (1); Calatrava Ramírez, M. (1); Martín-Viera Cueto, J. A. (1); Jiménez Reina, E. (1); Cenizo De Castro, E. (1); García Pareja, S. (1)
(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

En las técnicas estereotáxicas, se requiere de gran exactitud en el posicionamiento del paciente durante la irradiación. En el tratamiento de ganglios pélvicos con SBRT, el sistema ExacTrac Dynamic (Brainlab) (ETD) permite realizar un control intrafracción, garantizando la correcta administración del tratamiento.

El objetivo de este trabajo es analizar las desviaciones intrafracción encontradas en pacientes de SBRT de ganglios pélvicos, con el sistema ETD.

MATERIALES Y MÉTODO

Se dispone del sistema de posicionamiento y seguimiento ETD, instalado en un acelerador TrueBeam de Varian. Este equipo permite un seguimiento de la superficie del paciente (SGRT), así como un control intrafracción a partir de imágenes obtenidas mediante un sistema estereoscópico de RX.

Se trataron 8 pacientes con SBRT ganglionar, donde el volumen blanco se encontraba próximo a una estructura ósea, con una dosis de prescripción de 30 Gy en 3 sesiones. La inmovilización se realiza con el sistema LEPS, de MacroMedics.

Para estos pacientes, se realiza el posicionamiento inicial con un CBCT y, a continuación, se realiza un seguimiento intrafracción con ETD, de superficie (ST) y por imagen, programando una media de 3 pares de imágenes de RX en cada sesión, y estableciendo las siguientes tolerancias:

	Traslaciones	Distancia	Rotaciones
ST	3 mm	4 mm	1,5º
RX	2 mm	3 mm	2,5º

TABLA 1. Tolerancias establecidas en el sistema de seguimiento intrafracción ETD.

Además de las imágenes programadas, si se excede la tolerancia de la superficie durante más de 1 segundo, se realizarían imágenes de RX y, si se supera la tolerancia correspondiente, habría que reposicionar al paciente antes de continuar.

Para cada paciente se han registrado las desviaciones en los 6 grados de libertad, 3 traslacionales y 3 rotaciones, tanto para superficie como para RX.

RESULTADOS

Se analizan para los valores absolutos de las desviaciones registradas en cada uno de los 6 ejes y para la distancia, la media y la desviación estándar. Los resultados se muestran en la TABLA 2.

ST	x (mm)	y (mm)	z (mm)	d (mm)	x-rot (º)	y-rot (º)	z-rot (º)
Media	0,38	0,47	0,35	0,82	0,19	0,16	0,13
SD	0,38	0,52	0,34	0,58	0,25	0,24	0,18
RX	**x (mm)**	**y (mm)**	**z (mm)**	**d (mm)**	**x-rot (º)**	**y-rot (º)**	**z-rot (º)**
Media	0,29	0,17	0,16	0,43	0,24	0,14	0,1
SD	0,28	0,17	0,13	0,28	0,28	0,15	0,09

TABLA 2. Desviaciones en valor absoluto registradas por el sistema de superficie (ST).

En ningún paciente se excedieron las tolerancias de superficie fijadas, por lo que solamente se realizaron las imágenes de RX intrafracción programadas, en total 75.

Tampoco se superaron las tolerancias establecidas para los RX, por lo que no hubo que reposicionar a ningún paciente durante el tratamiento.

DISCUSIÓN

En tratamientos de SBRT donde los sistemas de inmovilización disponibles no garantizan la exactitud requerida en el posicionamiento durante todo el tratamiento, el uso del sistema ETD es de gran utilidad, ya que ofrece un control intrafracción tanto de superficie como por imagen.

Para aquellos ganglios pélvicos tratados con SBRT localizados cerca de estructuras óseas, las desviaciones encontradas en las imágenes de RX son un buen subrogado de las desviaciones del volumen blanco y, por tanto, ETD garantiza la correcta administración del tratamiento dentro de las tolerancias establecidas.

CONCLUSIONES

ETD demuestra ser útil en el seguimiento intrafracción de tratamientos de SBRT de ganglios pélvicos. Las tolerancias establecidas proporcionan una alta sensibilidad sin causar interrupciones, impartiéndose los tratamientos de forma rápida y segura.

SEGUIMIENTO INTRAFRACCIÓN DE TRATAMIENTOS DE PELVIS Y CRÁNEO CON EXACTRAC DYNAMIC

Fernández Romero, J. J. (1); Martín-Viera Cueto, J. A. (1); García Pareja, S. (1); Cenizo De Castro, E. (1); Bermúdez Requena, A. (1); Casado Villalón, F. J. (1)
(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

Desde la instalación de ExacTrac Dynamic™ (Brainlab) (ETD) (año 2022), en el Hospital Regional Universitario de Málaga (HRUM), se ha utilizado este sistema para el seguimiento intrafracción, tanto por superficie (SGRT) como por imagen (IGRT), de tratamientos de pacientes con patologías pélvicas y craneales.

MATERIALES Y MÉTODO

Se utilizó el sistema ETD, instalado en un Acelerador Lineal de Electrones TrueBeam™ (Varian Medical Systems). Este sistema consta de dos tubos de RX en el suelo y dos detectores en el techo para IGRT, que toman imágenes oblicuas; además, incluye un proyector, dos cámaras estereoscópicas y una cámara térmica, anclados al techo, para SGRT.

- Para este estudio se registraron desviaciones intrafracción en los tratamientos de 195 pacientes: Radiocirugías, 29 pacientes
- Craneales fraccionados, 146 pacientes Tratamientos Pélvicos, 20 pacientes

Estas desviaciones corresponden a movimientos en los 6 grados de libertad de la mesa Perfect Pitch 6D (Varian Medical Systems):

- Traslaciones: Lateral, Longitudinal, Vertical Rotaciones: Pitch, Yaw, Roll

Se generaron plantillas (Cranial SRS, Cranial, Pelvis) en ETD para los diferentes tratamientos con las tolerancias mostradas en la TABLA 1.

	Traslaciones	Distancia	Rotaciones
ST	3 mm	4 mm	1,5°
RX	2 mm	3 mm	2,5°

TABLA 1. Tolerancias establecidas en SGRT e IGRT para tratamientos de radiocirugía (Cranial SRS), craneales fraccionados (Cranial) y pélvicos (Pelvis). Desviaciones traslacionales expresadas en mm y angulares en °.

RESULTADOS

Se analizan los valores medios y desviaciones estándar, así como el rango. Los resultados se muestran en la tabla 2.

ST	x (mm)	y (mm)	z (mm)	d (mm)	x-rot (°)	y-rot (°)	z-rot (°)
Media	0,38	0,47	0,35	0,82	0,19	0,16	0,13
SD	0,38	0,52	0,34	0,58	0,25	0,24	0,18
RX	**x (mm)**	**y (mm)**	**z (mm)**	**d (mm)**	**x-rot (°)**	**y-rot (°)**	**z-rot (°)**
Media	0,29	0,17	0,16	0,43	0,24	0,14	0,1
SD	0,28	0,17	0,13	0,28	0,28	0,15	0,09

TABLA 2. Resultados de las desviaciones registradas en SGRT e IGRT para tratamientos craneales y pélvicas. Desviaciones traslacionales expresadas en mm y angulares en °.

DISCUSIÓN

En todos los casos se registran valores promedio cercanas a 0 mm y desviaciones estándar inferiores a 0,5 mm. Estos resultados son consistentes y nos permitirían ajustar los márgenes de PTV.

CONCLUSIONES

Podemos afirmar que ETD es una herramienta útil en el seguimiento intrafracción de tratamientos craneales y pélvicas.

Las tolerancias establecidas permiten una alta precisión y exactitud en la dosis impartida. Además, a la luz de estos resultados, se podría plantear una reducción de éstas.

ANÁLISIS DEL PREPOSICIONAMIENTO CON EL SISTEMA DE SGRT EXACTRAC DYNAMIC® PARA EL TRATAMIENTO DE SARCOMAS

Alonso Muriedas, J. (1); Castro Nora, D. (1); Hierro Rivero, A. (1); Valverde Pascual, I. (1); Alcibar-Arechuluaga Artaza, C. (1); Perez Azorín, J. F. (1)
(1) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

El tratamiento de sarcomas con radioterapia externa plantea importantes desafíos debido a la localización y extensión de estas lesiones, encontrándose normalmente en tejidos complejos como huesos y músculos. Una localización inicial precisa puede llegar a ser un factor determinante para el éxito terapéutico. Este estudio tiene como objetivo evaluar las ventajas del sistema Exactrac Dynamic (ED) de Brainlab en el preposicionamiento del paciente frente a la colocación convencional con marcadores fiduciales, así como documentar la experiencia inicial obtenida en el Hospital Universitario de Cruces.

MATERIALES Y MÉTODOS

ED consta de una cámara '4D' que recoge información tanto óptica como térmica de la superficie del paciente para conjuntamente realizar el seguimiento de sus movimientos. Este sistema está instalado en un acelerador TrueBeamSTX Varian.

En el preposicionamiento convencional, se coloca al paciente alineando los marcadores colocados el día del TC de simulación con los láseres del acelerador, y se realizan automáticamente los movimientos preestablecidos para llevarlo al isocentro.

ED analiza la información que recibe de la superficie del paciente y la compara con la estructura de contorno externo utilizada para la planificación del tratamiento. Se realizan después los desplazamientos propuestos para colocarlo directamente en el isocentro. Aunque no realice desplazamientos de pitch, roll y rotación, ED da información sobre estos giros y los técnicos pueden corregirlos manualmente.

Se han analizado 38 pacientes con sarcomas en extremidades inferiores: 8 pacientes utilizando el preposicionamiento del sistema ED y 30 de ellos utilizando el método convencional. A todos se les ha realizado un CBCT de posicionamiento final.

RESULTADOS

Se han analizado los desplazamientos realizados tras la adquisición del CBCT en vertical, longitudinal, lateral, pitch, roll y rotación tanto para los pacientes con ED (conED) como para los que no lo llevan (sinED). En la TABLA 1, se muestra la media de los desplazamientos para ambos grupos de pacientes y su desviación estándar. En la FIGURA 1, se visualizan gráficamente estos datos.

	Vrt (mm)	Lng(mm)	Lat (mm)	Pitch (°)	Roll (°)	Rtn (°)
$\bar{d}_{sinED}$	3,30	1,40	2,10	0,60	0,50	0,50
σ_{sinED}	2,50	0,50	2,00	0,30	0,20	0,30
$\bar{d}_{conED}$	0,15	0,80	0,60	0,21	0,01	0,07
σ_{conED}	0,15	0,60	0,10	0,24	0,1	0,01

Tabla1. Media de los desplazamientos realizados tras CBCT y su desviación estándar para pacientes sin ED ($\bar{d}_{sinED}$) y con ED ($\bar{d}_{conED}$).

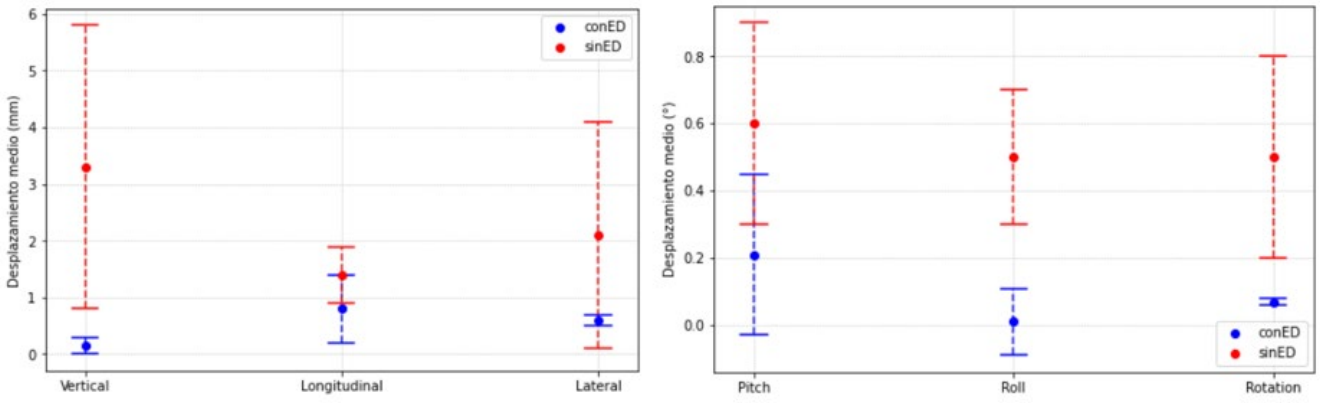


Figura1. Media de los desplazamientos realizados tras CBCT y su desviación estándar para pacientes sin ED y con ED

DISCUSIÓN

Los datos presentados en la Figura 1 muestran una disminución significativa de los desplazamientos realizados tras el CBCT en todas las direcciones cuando se utiliza ED para el preposicionamiento de los pacientes. La diferencia media para cada uno de los desplazamientos es: en vertical 3,2mm, en longitudinal 0,6mm, en lateral 1,5mm, en pitch 0,4°, en roll 0,5° y en rotación 0,5°.

El estudio y análisis de un número mayor de pacientes con esta patología aportaría una información más completa sobre el sistema ED, así como el seguimiento de un mismo paciente preposicionado alternativamente con y sin ED en los distintos días de tratamiento.

CONCLUSIONES

El sistema de SGRT de ED es más preciso que el uso convencional de marcadores fiduciales en el preposicionamiento de los pacientes tratados con sarcomas. La experiencia inicial analizada en el Hospital Universitario de Cruces lo consolida como una herramienta esencial para el tratamiento rutinario de pacientes con sarcomas.

IMPACTO DE LA RADIOTERAPIA EN LAS PARÓTIDAS: ¿CUÁNTO CAMBIAN?

Pérez Azorin, J. F. (1); Cacicedo Fernández De Bobadilla, J. (2); Trueba Garayo, I. (2); Valduvieco, I. (3); Candela, C. (3)
(1) Hospital Universitario de Cruces y Hospital Quironsalud Bizkaia; (2) Hospital Universitario de Cruces; (3) Hospital Clínic de Barcelona

RESUMEN

Este estudio bicéntrico evalúa la correlación entre la dosis acumulada y los cambios anatómicos en las glándulas parótidas (GP) durante la radioterapia para cáncer de cabeza y cuello (ORL). Analizamos la relación entre (i) la dosis media acumulada y la reducción del volumen parotídeo y (ii) el desplazamiento del centro de masas y la variación relativa de la dosis media respecto al CT inicial para cada fracción del tratamiento. Los resultados pueden ayudar a desarrollar estrategias adaptativas para optimizar el tratamiento y minimizar efectos adversos.

MÉTODOS

Se analizó una muestra de 114 pacientes de ORL. Todos los pacientes llevaron un control diario de posicionamiento mediante imagen guiada de CBCT-kV.

El sistema de planificación (TPS) utilizado fue Varían Eclipse v15.6. Cada fracción de tratamiento se exportó a la plataforma Varían Velocity, se generó un CT sintético y se deformaron todas las estructuras del CT inicial que después fueron exportadas de nuevos al TPS y calculado el plan de tratamiento inicial.

Para cada sesión de tratamiento se extrajeron las dosis medias en cada una de las GP, su volumen y la posición de su centro de masas (CM) respecto al isocentro. Como un sustituto del peso, se extrajeron los volúmenes de las isodosis de 10, 20, 30 y 40 Gy también para cada fracción. Se utilizó la prueba de Spearman (ρ). Debido a la multitud de fracciones tenidas en cuenta, los datos

se agruparon en 40 intervalos. Para el ajuste lineal de los datos agrupados se utilizó el método de mínimos cuadrados ponderados (WLS).

RESULTADOS

No se encontró correlación entre la ratio de los volúmenes de isodosis sustitutas del peso ni con la ratio del volumen de cada GP ($|\rho|max < 0.4$ con $p < < 0.05$) ni con el desplazamiento del CM (($|\rho|max < 0.3$ con $p < < 0.05$). Sí se encontró una correlación fuerte entre:

- Dosis acumulada frente al Volumen relativo de las GP (figura 1):
- Se observó una fuerte correlación negativa entre la dosis acumulada y la reducción relativa del volumen de las parótidas. La pendiente de la regresión fue -0.0067 Gy^{-1}.

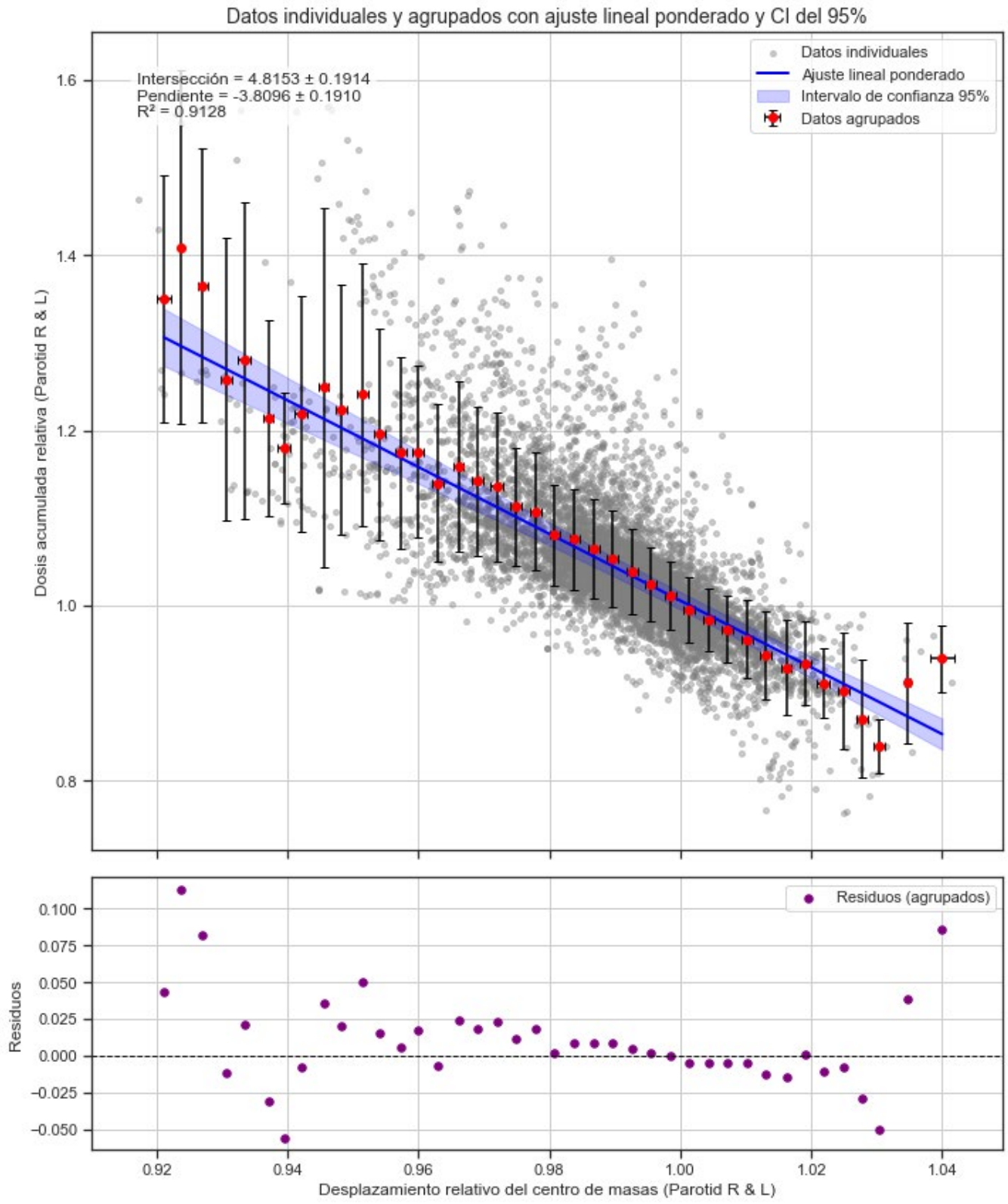


FIGURA 1: Volumen relativo respecto al CT de planificación frente a la dosis media cumulada de cada GP.

- Desplazamiento del CM frente variación relativa de la dosis (figura 2):

Se encontró una fuerte correlación entre el desplazamiento de las GP y los cambios en la dosis media relativos a cada fracción.

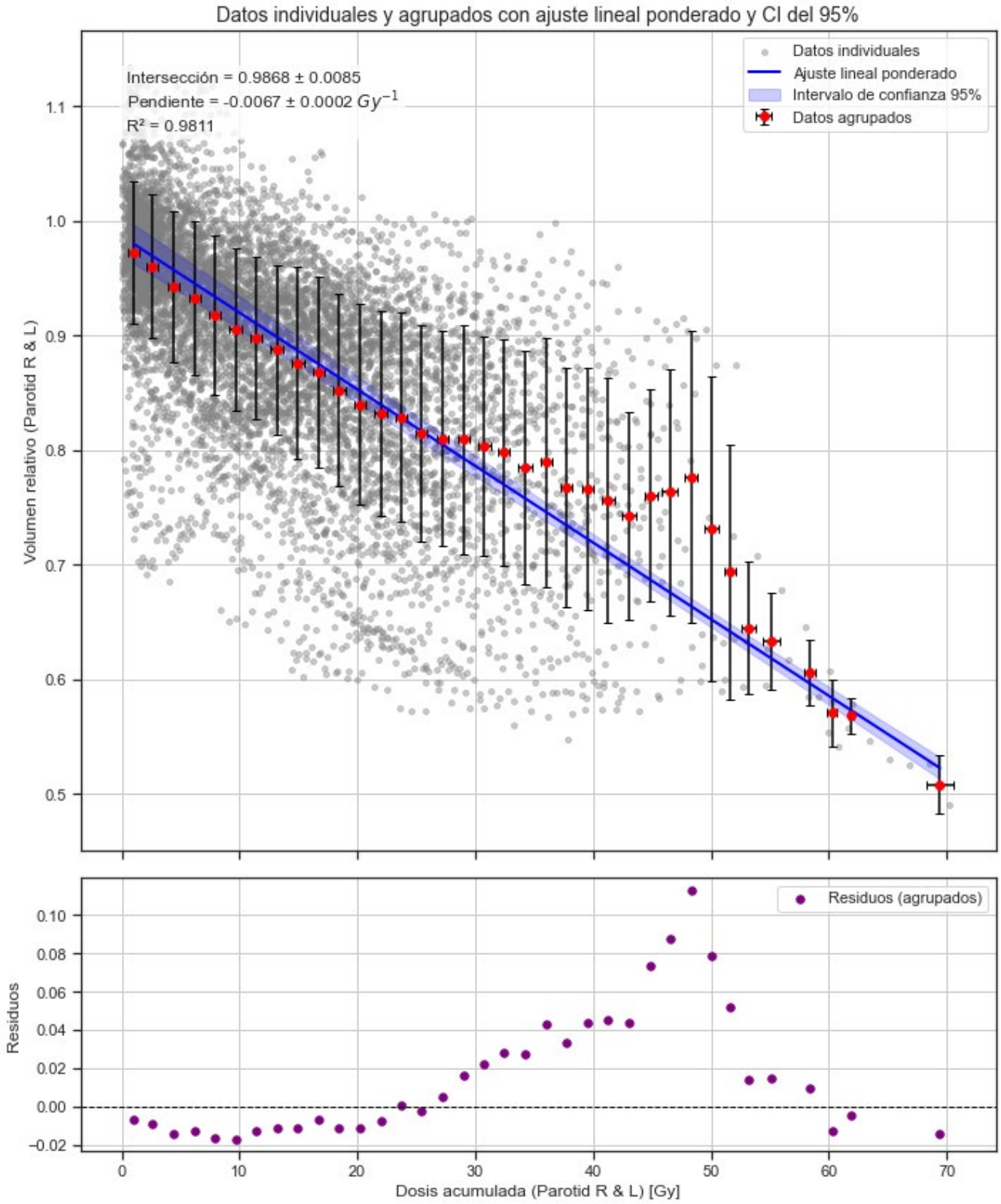


FIGURA 2: Dosis media acumulada relativa frente al desplazamiento relativo del CM para las GP. El análisis de residuos no mostró desviaciones sistemáticas significativas.

CONCLUSIÓN

La reducción del volumen se correlaciona fuertemente con la dosis acumulada, lo que refuerza la importancia del monitoreo de dosis. El desplazamiento de las GP afecta significativamente la variación de las dosis en ellas, lo que resalta la necesidad de estrategias para la radioterapia adaptativa off-line. Estos resultados podrían ayudar a la planificación adaptativa basada en umbrales mitigando la escalada excesiva de dosis en órganos de riesgo.

AJUSTE PARÁMETROS MLC EN RAYSTATION BASADO EN MEDIDAS DE GAPS SÍNCRONOS Y ASÍNCRONOS

Olasolo Alonso, J. (1); Vazquez Galiñanes, A. (1); Gillard Barroso, N. (1); Lopez Corella, A. (1); Sanz Freire, C. (1); Collado Chamorro, P. (1); Irazola Rosales, L. (1)
(1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario San Pedro

INTRODUCCIÓN

Recientemente se ha adquirido el sistema de planificación Raystation, en el cual se ha realizado el modelado de nuestros linacs. El objetivo del trabajo ha sido realizar el ajuste de parámetros del MLC para la energía 6X con el algoritmo Monte Carlo. Para ello hemos seguido la metodología basada en la medida de gaps dinámicos síncronos (SG) y asíncronos (aSG).

MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro centro disponemos de 3 aceleradores gemelos VERSAHD con MLC Agility. El modelo se ha realizado en la versión 2024B de Raystation. En esta versión de Raystation el modelo del MLC incorpora cambios según lo propuesto por Hussein et al. Para realizar dicho ajuste se sigue la metodología propuesta por Saez et al. Basada en la medida de SG y aSG de diferentes tamaños. Estos campos han sido proporcionados por Raysearch e importados en Raystation para su posterior cálculo. La medida de estos campos se ha realizado con cámara farmer (PTW 30013), con la cuba de agua (BEAMSCAN, PTW) a profundidad de 10cm y con SSD 90cm. La hoja Excel para análisis y comparación con los valores teóricos fue proporcionada por Raysearch. Con los parámetros obtenidos se evalúan los resultados de las Verificaciones de planes VMAT/IMRT de dosis en punto (maniquí O4D, PTW 30013) y dosis volumétrica (maniquí O4D, Array 1500, Verisoft).

RESULTADOS

Se parte de los valores propuestos por M. Husssein et al. y se modifican para obtener un set de parámetros que minimiza las diferencias con SG y aSG entre el planificador y nuestras medidas. Posteriormente se realizan verificaciones de planes clínicos. En algunos planes muy modulados aparecen discrepancias de dosis por encima del 2% y hasta del 5% en la dosis periférica. Se decide dejar la transmisión en un valor cercano al medido y realizar pequeños ajustes en el resto de parámetros para mejorar los resultados de los planes clínicos. Así encontramos un buen compromiso entre los resultados de los planes clínicos (discrepancias de dosis<1% y <2% en dosis periférica) y los resultados de los SG y aSG (diferencias menores al 2.5%). Los valores finales de los parámetros del MLC son: transmission=0.0042, tongue and groove=0.09 cm, leaf tip width=1.0 cm, leaf tip transmission=0.0185, corner transmission =0.665, offset=-0.003 cm, gain=0 y curvature=0.0 cm^{-1}.

DISCUSIÓN

Los resultados de las verificaciones QA de pacientes IMRT/VMAT se han utilizado frecuentemente para ajustar los parámetros del MLC. Esto ha dado lugar a una variabilidad grande en los valores entre centros. Esta metodología permite homogeneizar esos valores y evitar que algunas deficiencias en otros aspectos del modelado puedan ser compensadas con el ajuste de los parámetros del MLC.

CONCLUSIONES

Se ha obtenido unos parámetros del modelo del MLC para Raystation que dan unos resultados satisfactorios en los planes clínicos. Los valores obtenidos son cercanos a los propuesto por Hussein et al.

COMISIONADO DEL PLANIFICADOR RAYSTATION PARA TRES VERSAHD GEMELOS

Olasolo Alonso, J. (1); Vázquez Galiñanes, A. (1); Gillard Barroso, N. (1); Irazola Rosales, L. (1); Collado Chamorro, P. (1); Sanz Freire, C. (1); Lopez Corella, A. (1)
(1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario San Pedro

INTRODUCCIÓN

El sistema de planificación Raystation ha sido adquirido en nuestro centro. Se ha trabajado para crear y validar un modelo para nuestros tres aceleradores VersaHD gemelos. El modelo se crea para todas las energías en uso (6X, 10X, 6FFF y 10FFF) y tanto para el algoritmo Collapsed Cone como para Monte Carlo. El propósito del trabajo es presentar nuestro proceso y los resultados.

MATERIAL Y MÉTODOS

Raystation necesita medidas específicas para el modelado: rendimientos en profundidad (PDD), perfiles, output factors y calibración absoluta de dosis. En nuestro caso hemos utilizado medidas hechas en 2018 utilizadas para modelar nuestro otro planificado MONACO. Estas fueron realizadas a distancia fuente superficie (SSD) 90cm. Los modelos son creados minimizando las diferencias entre las medidas y los valores computados para los PDDs y los perfiles. Para la validación de los modelos se comparan las dosis calculadas por el planificador con las dosis medidas en diferentes situaciones. Por una parte se verificaron los mismos campos utilizados en el modelado a diferentes profundidades. Por otra parte se verifican campos irregulares y asimétricos midiendo dosis en punto en el eje y fuera de eje con SSD distintas a la utilizada para las medidas de modelado. En el último paso se realiza el ajuste de los parámetros del MLC siguiendo la metodología de gaps dinámicos síncronos y asíncronos. Y posteriormente se evalúan resultados de las verificaciones de planes VMAT/IMRT tanto en dosis en punto como en dosis volumétrica.

RESULTADOS

Las diferencias encontradas fueron menores al 1% para los campos utilizados en el modelado en las diferentes profundidades testeadas (profundidad del máximo, 5 cm, 10 cm y 20 cm). Para los campos irregulares y asimétricos las diferencias están en general por debajo del 1% en las diferentes situaciones verificadas (SSD=80, 90 y 100, profundidad=1cm, 5cm, 15cm, 30cm). Las mayores diferencias llegan hasta el 3.5% para medidas fuera de eje en campos asimétricos a profundidad de 30 cm, situaciones que se encuentran alejadas de la práctica clínica. Respecto a la verificación de planes VMAT todos los planes han pasado nuestros criterio de aceptación (diferencias dosis en punto <2% y 95% pasan análisis gamma 3mm 3% en dosis volumétrica).

DISCUSIÓN

Inicialmente se crearon los modelos para Collapsed Cone y se validaron. Estos modelos sirvieron como punto de partida para los modelos Monte Carlo. En algunos modelos, tras el ajuste de los parámetros del MLC con los gaps, fue necesario realizar pequeños cambios de estos parámetros para mejorar los resultados de los planes VMAT/IMRT clínicos.

CONCLUSIONES

Se han creado los modelos de las energías 6X, 10X ,10FFF y 6FFF para el algoritmo Collapsed Cone y para Montecarlo. Los resultados obtenidos nos permiten la validación de estos modelos para uso clínico.

COMBINACIÓN DEL GUIADO POR SUPERFICIE (ALIGNRT) CON LOS SISTEMAS RPM EN TRATAMIENTOS CON INSPIRACIÓN MANTENIDA

Chimeno Hernandez, J. (1); Richart Sancho, J. (1); Zaragoza Carrillo, A. (1); Fornes Garcia, B. (1); Padilla Peinado, J. (1); Sanjuanbenito Ruiz De Alda, W. (1); Martinez Navarro, J. A. (1); García Cases, F. J. (1)
(1) Hospital San Juan de Alicante;

INTRODUCCION

La técnica DIBH (Deep Inspiration Breast Hold) consiste en la simulación e irradiación del volumen a tratar mientras el paciente mantiene la respiración en un umbral confortable. Esta técnica proporciona diferentes ventajas en función de la localización del tratamiento: separar órganos de riesgo de la región a irradiar o reducir el volumen objetivo de tratamiento debido a la disminución de la incertidumbre asociada al movimiento respiratorio, principalmente.

Se describe el procedimiento local para combinar el sistema Real-Time Position Management (RPM) y la licencia “CBCT gating” de Varian Medical Systems con el sistema de guiado por superficie (SGRT) AlignRT de VisionRT en tratamientos DIBH.

MATERIAL Y METODOS

RPM es un sistema basado en el seguimiento de puntos sobre la superficie del paciente mediante radiación infrarroja. El sistema no puede emplearse para el posicionamiento inicial y tan solo monitoriza el movimiento de la superficie sobre la que está colocado el maniquí con reflectores. Sin embargo, es compatible con la licencia de “CBCT gating” que corta el haz de kV cuando la posición del paciente se sale de los umbrales establecidos en simulación.

AlignRT es un sistema de SGRT basado en luz estructurada. Permite tanto la colocación inicial del paciente como el seguimiento del movimiento de una superficie de interés (ROI) durante el tratamiento, así como la interrupción del haz si ésta excede una cierta tolerancia respecto a la superficie de referencia. Sin embargo, no es compatible con la licencia “CBCT gating”.

Se dispone desde simulación del umbral de 0.5 cm entre el que debe situarse el paciente cada inspiración acorde al RPM. Se realizan dos CT al paciente, uno en respiración libre (FB) y el otro en inspiración mantenida para obtener las dos superficies de referencia empleadas por el AlignRT: BODYFB y BODYDIBH, respectivamente.

RESULTADOS

Se desarrolla un procedimiento para combinar la capacidad de seguimiento por superficie de AlignRT durante el tratamiento con la posibilidad de utilizar el "CBCT gating" durante la IGRT con el RPM:

- Posicionamiento inicial acorde a la superficie BODYFB
- Se inicia la monitorización teniendo como referencia BODYDIBH. Se indica a la paciente que inspire hasta los umbrales del RPM. Se ajusta longitudinal y lateral de mesa acorde a AlignRT
- Se realiza el "CBCT gating" empleando el RPM
- Para obtener la superficie de referencia con la que se realizará la monitorización intrafracción, se pide a la paciente que coja aire acorde al RPM, se mueve la mesa conforme demanda el CBCT y se adquiere la superficie de referencia en AlignRT.

Tratamiento guiado por AlignRT

DISCUSIÓN

La combinación de ambos sistemas de monitorización permite mantener un posicionamiento inicial ágil, realizar CBCT con la seguridad de la licencia "gating" y monitorizar no solo un punto sino una superficie durante el tratamiento gracias al AlignRT. La posibilidad de hacer un CBCT gating ha implicado la reducción de artefactos en el CBCT con la consiguiente repetición del mismo, así como la reducción de la duración de la sesión de tratamiento.

EVALUACIÓN DEL POSICIONAMIENTO DE LA MAMA EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DIBH MEDIANTE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO

Calama Santiago, J. A. (1); Candón González, C. L. (1); Jimenez Lopez, M. Del P. (1); Rodriguez Rodriguez, C. (1); Orozco Martinez, F. (1); Vázquez Camello, V. (1); Lopez Fernandez, A. (1)
(1) Hospital Universitario de Fuenlabrada

INTRODUCCIÓN

La radioterapia en inspiración forzada (DIBH) en la mama permite reducir la dosis en órganos como el corazón al separarlo de la pared costal. Garantizar la reproducibilidad y estabilidad del posicionamiento del paciente con esta técnica es un reto para la precisión del tratamiento. El estudio evalúa estos parámetros para la pared costal utilizando el sistema RGSC de Varian.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron 20 pacientes tratadas con DIBH en 15 sesiones.

La fase respiratoria fue monitorizada con el sistema RGSC de Varian. Se desarrolló una rutina en Python para analizar curvas respiratorias, determinando la amplitud respiratoria como la diferencia entre la línea base y el promedio del intervalo de inspiración forzada.

Para evaluar el posicionamiento, se exportaron las imágenes de dosis precalculadas a partir del CT de planificación y las

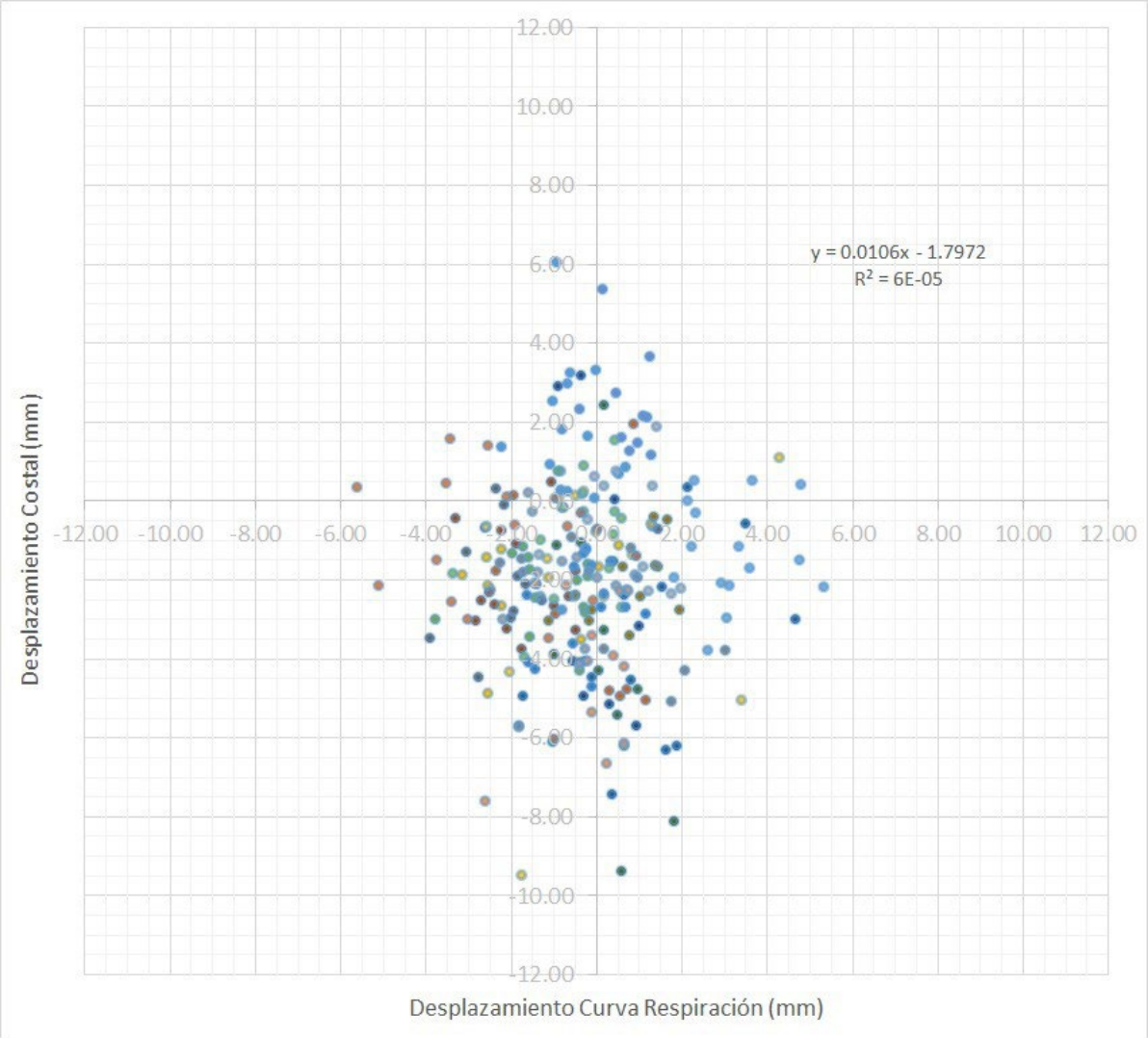
imágenes portales correspondientes desde el software PerFRACTION™. La posición costal se determinó mediante una rutina en Python que calcula la diferencia promedio en las posiciones del mínimo de dosis precalculada y el mínimo de CU en la imagen portal a lo largo de la pared costal.

ANÁLISIS COMPARATIVO

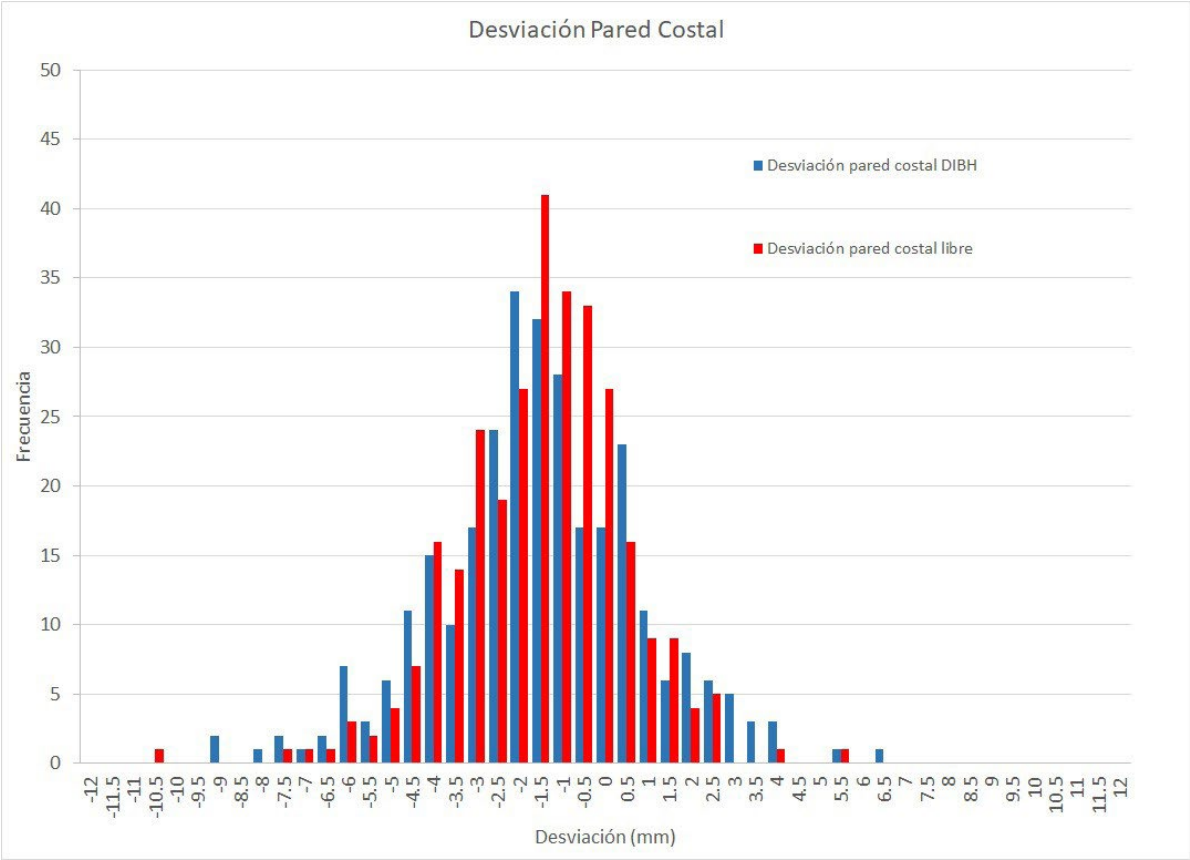
Se evaluó la relación entre las diferencias de amplitud respiratoria (TC vs. campo de tratamiento) y las desviaciones en la pared costal, junto con los CBCT de posicionamiento. Además, se compararon estadísticamente tratamientos DIBH y en respiración libre (n=300 en ambos).

RESULTADOS

La amplitud respiratoria media fue 17.6 (± 4.2) mm. No se encontró correlación significativa entre la diferencia en la amplitud de las curvas respiratorias y las desviaciones en la posición de la pared costal. El factor más influyente en estas desviaciones fue el posicionamiento inicial.



Comparando tratamientos DIBH con respiración libre para la posición de la pared costal se obtuvieron distribuciones normales con valores medios iguales (t =–0.029 < tcrítico = 1.964), pero varianzas diferentes (F = 1.576 > Fcrítico = 1.211).



- Libre: -1.7 mm (± 1.9 mm).
- DIBH: -1.8 mm (± 2.4 mm).

La mayor dispersión en DIBH se atribuyó al intervalo de respiración seleccionado (±2.9 (±0.8) mm), con una desviación estándar en la amplitud de las curvas respiratorias de 1.8 mm.

DISCUSIÓN

La diferencia en la amplitud respiratoria no determina la posición de la pared costal, subrayando la importancia de un posicionamiento inicial preciso.

Los valores medios iguales entre DIBH y respiración libre validan al sistema RGSC como una herramienta eficaz. La mayor dispersión en DIBH podría mitigarse con un intervalo respiratorio más estrecho. Actualmente, se ha establecido en ±2 mm.

La evaluación con maniquí no mostró errores sistemáticos, lo que sugiere que esta desviación en los valores medios podría estar relacionada con nuestro ajuste del posicionamiento inicial específico de la mama mediante CBCT, quedando pendiente de estudio.

CONCLUSIONES

Aunque el posicionamiento en DIBH muestra mayor dispersión que en respiración libre, sigue siendo una técnica válida que reduce significativamente la dosis al corazón. Es necesario optimizar el intervalo respiratorio y el procedimiento de ajuste inicial para mejorar la estabilidad en tratamientos DIBH y garantizar una radioterapia más precisa.

EVALUACIÓN DEL MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN EN SBRT DE PRÓSTATA CON MONITORIZACIÓN EN TIEMPO REAL CON ULTRASONIDOS

Garcia Ruiz-Zorrilla, J. (1); Prado Barragán, A. (1); García De Acilu Laa, M. De La P. (2); Hernando Requejo, O. (1); Martí Asenjo, J. (3); De La Casa De Julián, M. A. (3); Fernández Letón, P. (1); Alonso Iracheta, L. (1); Zucca Aparicio, D. (1); Martínez Felipe, A. M. (1)
(1) Hospital Universitario HM Sanchinarro; (2) Hospital General Universitario de Toledo; (3) Hospital Universitario HM Puerta del Sur

INTRODUCCIÓN

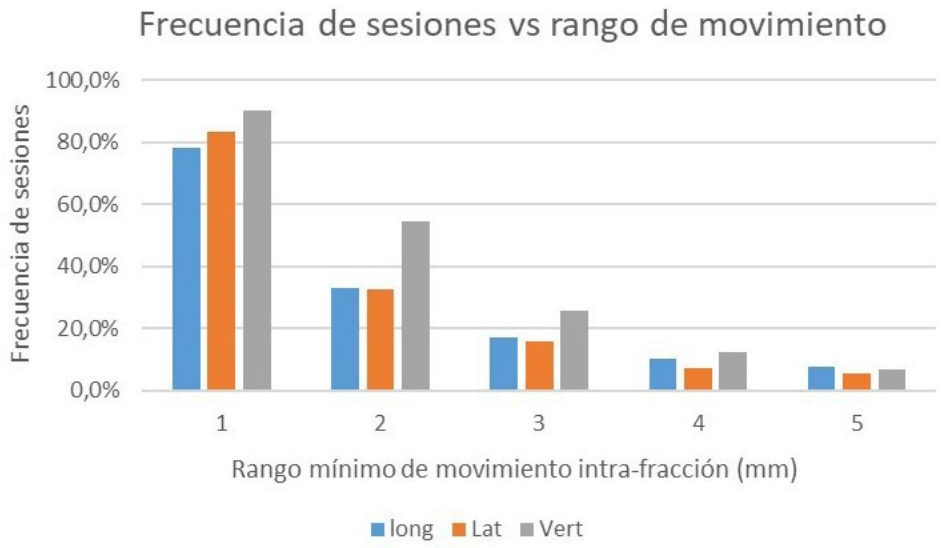
Evaluar la necesidad de realizar control intra-fracción en tratamientos de SBRT de próstata.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analiza el movimiento intra-fracción de 100 pacientes tratados con SBRT de próstata en 5 fracciones (500 sesiones analizadas). El tratamiento se realiza en un acelerador Versa® de Elekta® utilizando un balón rectal, el posicionamiento inicial se verifica mediante KV-CBCT . La próstata se monitoriza de forma continua (0.28 s) mediante ultrasonidos con sonda transperineal con el sistema Clarity®. Este sistema se utiliza para monitorizar la próstata intra-fracción, existiendo una tolerancia en el desplazamiento en el que el haz de radiación se detendría si se superase dicha tolerancia.

RESULTADOS

En más de un tercio de las sesiones de tratamiento el movimiento fue > 2 mm y en aproximadamente el 10% > 4 mm, en algunos casos fue > 1cm.



El movimiento de la próstata está relacionado con el tiempo de tratamiento en todas las direcciones ($p<0.05$) pero la

pendiente asociada a esta correlación es pequeña debido a la variabilidad entre pacientes y sesiones, lo que puede indicar que tiempos de tratamiento diferentes pueden tener un movimiento parecido. El tiempo medio de tratamiento es 714 s para una dosis de 7.25Gy

El movimiento es mayor en longitudinal y en vertical, siendo predominante en sentido posterior en la dirección vertical, posiblemente debido a una relajación muscular.

La desviación media (M), la dispersión sistemática (σ) y la dispersión aleatoria (σ) del movimiento intrafracción de la población son:

	Incertidumbres intra-fracción próstata		
	Long	**Lat**	**Vert**
M	0,2	-0,1	-0,5
Σ	0,7	0,6	0,8
σ	1,6	0,9	1,1

DISCUSIÓN

En ocasiones la próstata se mueve y vuelve al tiempo a su posición, pero es más frecuente que haya un movimiento de deriva o a veces simplemente el paciente se mueve bruscamente.

El movimiento intra-fracción de la próstata no es despreciable y cobra especial relevancia cuando se reducen el número de sesiones en SBRT en un contexto de margen de CTV a PTV ajustado de 5 mm. Esta variabilidad de la próstata posiblemente sea aún mayor sin balón rectal, ya que el llenado del recto determina mucho el movimiento de la próstata.

CONCLUSIÓN

El movimiento intra-fracción de la próstata hay que considerarlo, especialmente si se reduce el número de sesiones y los márgenes de CTV a PTV son ajustados, ya que en algunos pacientes el movimiento puede ser muy importante.

ANÁLISIS DE 2 ESTRATEGIAS PARA CORREGIR EL MOVIMIENTO INTRA- FRACCIÓN DE LA PRÓSTATA

Garcia Ruiz-Zorrilla, J. (1); García De Acilu Laa, M. De La P. (2); Martí Asenjo, J. (3); De La Casa De Julián, M. A. (3); Prado Barragán, A. (1); Hernando Requejo, O. (1); Fernández Letón, P. (1)

(1) Hospital Universitario HM Sanchinarro; (2) Hospital General Universitario de Toledo; (3) Hospital Universitario HM Puerta del Sur

INTRODUCCIÓN

Analizar 2 estrategias diferentes para corregir el movimiento intra-fracción en tratamientos de SBRT de próstata.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analiza el movimiento intra-fracción de 100 pacientes tratados con SBRT de próstata en 5 fracciones (500 sesiones analizadas). El tratamiento se realiza en un acelerador Versa® de Elekta® utilizando un balón rectal, el posicionamiento inicial se verifica siempre mediante KV-CBCT . La próstata se monitoriza de forma continua (0.28 s) mediante ultrasonidos con sonda transperineal con el sistema Clarity®. Este sistema se utiliza para monitorizar la próstata intra-fracción, existiendo una tolerancia en el desplazamiento en el que el haz de radiación se detendría si se superase dicha tolerancia. El tratamiento consiste en 4 arcos de VMAT, durante los 3 primeros se realiza KV-CBCT intrafracción donde el haz de CBCT se irradia a la vez que el haz de tratamiento, lo que repercute en un aumento de tiempo de tratamiento únicamente por la evaluación del CBCT no por la adquisición.

Estrategias para corregir el movimiento intra-fracción de la próstata:

- 1ª estrategia: Realizar las 3 correcciones mediante KV-CBCT intrafracción en los 3 primeros campos de tratamiento.
- 2ª estrategia: Corregir la posición de la próstata cuando se desvíe 1 mm mediante la monitorización en tiempo real del sistema Clarity® de ultrasonidos.

RESULTADOS

La desviación media (M), la dispersión sistemática (σ) y la dispersión aleatoria (σ) del movimiento intra-fracción de la población son:

	Sin corrección intra-fracción			Con 3 correcciones con CBCT por sesión			Corrección continua con Clarity®		
	Long	Lat	Vert	Long	Lat	Vert	Long	Lat	Vert
M	0,2	-0,1	-0,5	0,2	-0,1	-0,3	0,1	0,0	-0,2
Σ	0,7	0,6	0,8	0,3	0,4	0,4	0,1	0,2	0,1
σ	1,3	0,9	1,3	0,4	0,5	0,6	0,2	0,2	0,2

La reducción de σ y σ es significativa ($p<0.01$) con la 1ª estrategia y también es significativa con la 2ª estrategia respecto realizar la 1ª ($p<0.01$). Las incertidumbres al no hacer control intra-fracción influyen en la magnitud del margen de CTV a PTV poblacional en un contexto de márgenes ajustados (5 mm).

La correlación entre el movimiento realizado de la mesa evaluado por CBCT y el registrado por Clarity es excelente a excepción del redondeo del movimiento de la mesa a la escala del mm, pendiente=0.997 R2=0.994.

DISCUSIÓN

En ocasiones la próstata se mueve y vuelve al tiempo a su posición, pero es más frecuente que haya un movimiento de deriva o a veces simplemente el paciente se mueve bruscamente, lo que tendría una mayor repercusión dosimétrica. El movimiento intra-fracción de la próstata no es despreciable y cobra especial relevancia cuando se reducen el número de sesiones en SBRT.

Ambas estrategias son eficaces para corregir el movimiento intra-fracción de la próstata, la 1ª estrategia es fácil de implementar en Elekta® aumentando el tiempo de tratamiento únicamente por la evaluación del CBCT, mientras la 2ª estrategia es la más eficaz en cuanto a reducción de movimiento intra-fracción y coste de tiempo ya que evita grandes movimientos de la próstata que pueden ocurrir entre correcciones de CBCT, por contra mediante Clarity® monitorizas correctamente el movimiento de la próstata pero no puedes evaluar órganos adyacentes.

CONCLUSIÓN

El movimiento intra-fracción de la próstata hay que considerarlo, especialmente si se reduce el número de sesiones, ya que en algunos pacientes el movimiento puede ser muy importante.

OPTIMIZACIÓN DE LA DOSIMETRÍA EN EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA MEDIANTE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA MODULADA ADAPTADA AL MOVIMIENTO RESPIRATORIO

Román Raya, J. (1); Moreno Saiz, C. (1)
(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

INTRODUCCIÓN

Durante el tratamiento radioterápico en pacientes con cáncer de mama, el movimiento respiratorio puede provocar desplazamientos significativos de la mama, especialmente en aquellas con mayor variabilidad en su respiración. Para optimizar la precisión del tratamiento, es clave ajustar los campos de irradiación en función del volumen de desplazamiento. En radioterapia conformada 3D, este ajuste es relativamente sencillo, ya que se realiza mediante planificación directa. Sin embargo, en arcoterapia volumétrica, que emplea planificación inversa, se requiere un enfoque adecuado que permita al planificador controlar con precisión la apertura de las láminas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluaron cinco pacientes con cáncer de mama, a quienes se les planificó el tratamiento mediante arcoterapia volumétrica en el sistema de planificación Pinnacle. Se realizó una planificación con la estrategia habitual, seguida de una segunda planificación utilizando un método innovador para abrir las láminas. Este método consiste en contornear una pequeña región fuera de la piel con un margen de 4 cm hacia el exterior de las pacientes, en la zona de la línea que separa los cuadrantes externos de los internos de la mama (ver Figura 1). Posteriormente, se sobrescribió la densidad a 1 g/cc y se optimizó el plan exigiendo al planificador una dosis mínima en dicha región superior a la dosis de prescripción. Tras la optimización, se eliminó la densidad adicional y se recalculó el plan. Posteriormente, se realizó una nueva optimización con menos de 20 iteraciones, sin requerir dosis mínima en la región contorneada. Finalmente, se evaluó el resultado mediante la creación de una región auxiliar fuera de la piel, en forma de anillo, expandiendo el PTV en 1 cm, sobrescribiendo su densidad a 0,5 g/cc y calculando la dosis media en esa área (Figura 1). Esta región auxiliar simula el movimiento de la mama debido a la respiración.

RESULTADOS

Se observó que las multiláminas de los campos de irradiación se conformaron a la zona de movimiento de la mama (Figura 2), aumentando la distancia de la posición de las láminas a la piel, lo que resultó en un aumento significativo en la dosis media de la región auxiliar, con un incremento de (8,04±5,13) %.

DISCUSIÓN

El método propuesto, aunque incrementa el tiempo de planificación, mejora sustancialmente la distribución de dosis en la región de movimiento de la mama, optimizando así la irradiación en áreas críticas, es decir, la zona de PTV próxima a la piel.

CONCLUSIONES

El método descrito mejora la dosimetría en el tratamiento de cáncer de mama, especialmente en pacientes con movimientos respiratorios más pronunciados, lo que puede contribuir a un tratamiento más preciso y eficaz.

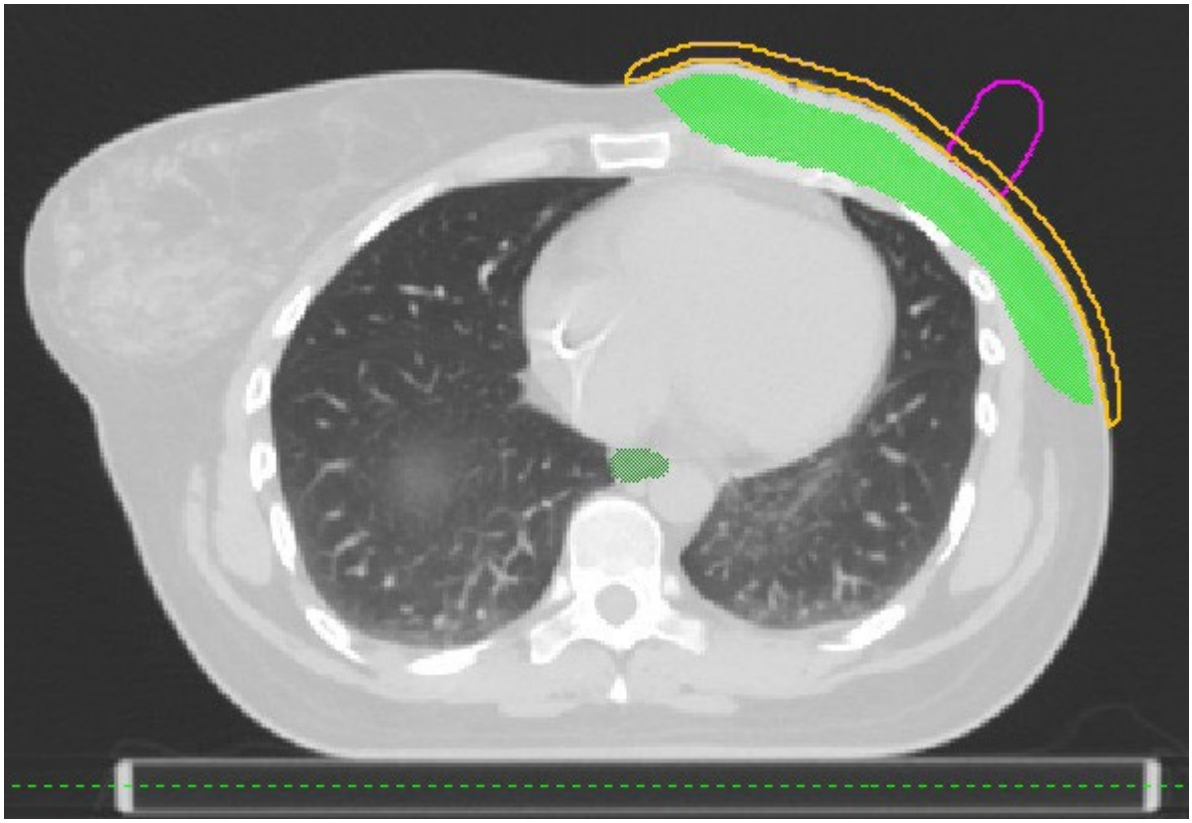


FIGURA 1: Delimitación de las regiones auxiliares para la planificación. En púrpura, la región utilizada para ajustar los campos a la zona de movimiento de la mama. En naranja, la región destinada a evaluar la dosis en dicha zona de movimiento.

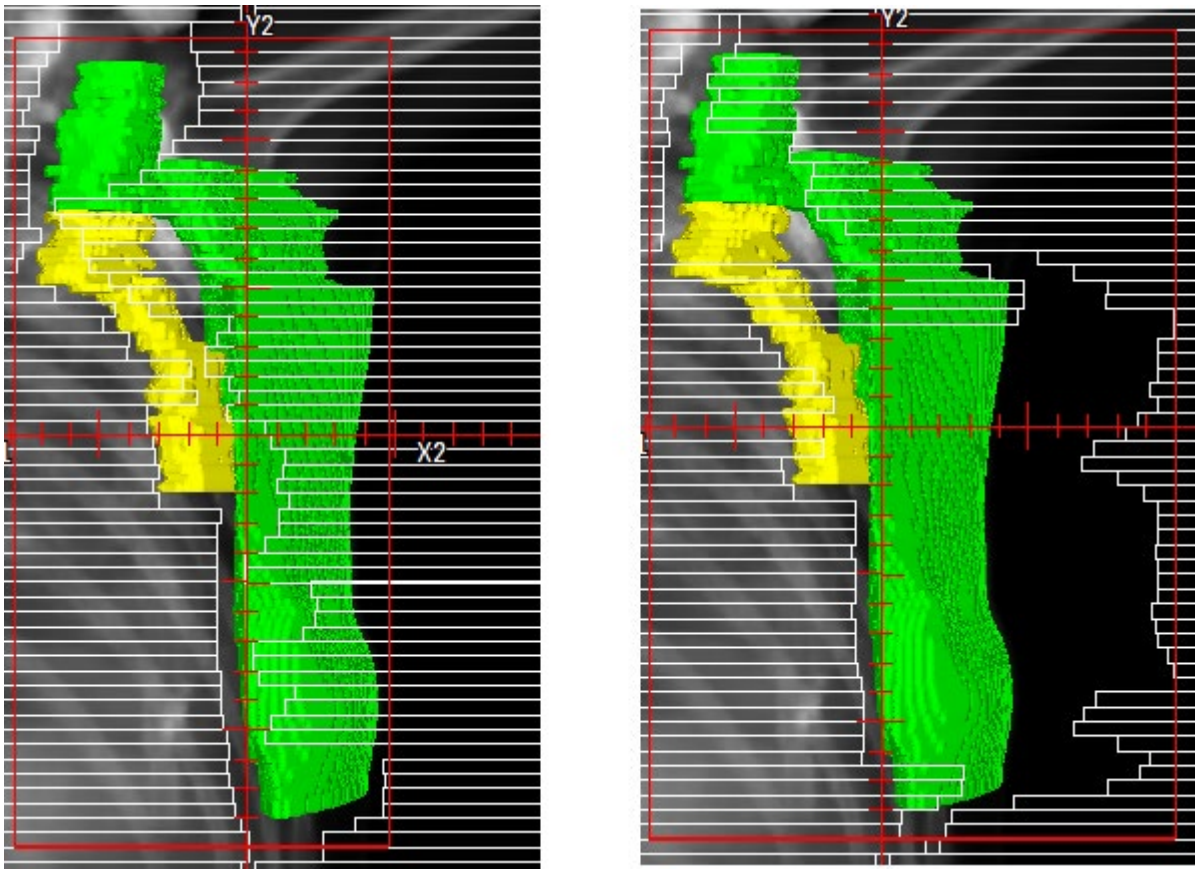


FIGURA 2: Conformación de los campos de tratamiento en un punto de control. A la izquierda, utilizando la estrategia habitual; a la derecha, empleando el método propuesto en este trabajo.

NANORROBOTS GUIADOS POR ALGORITMOS DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL OPTIMIZADOS PARA LA ADMINISTRACIÓN DIRIGIDA DE LUTECIO-177 (LU-177) EN NÓDULOS METASTÁSICOS PULMONARES SECUNDARIOS A CÁNCER DE MAMA HER2+: NAVEGACIÓN AUTÓNOMA, MONTAJE Y DESMONTAJE PROGRAMADO PARA RADIOTERAPIA DE PRECISIÓN Y EXCRECIÓN RENAL SEGURA

Yovera Alvarez, J. (1)
(1) ICS

INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama HER2+ es una subtipología agresiva que puede dar lugar a metástasis pulmonares. En este contexto, los nanorrobots cargados con isótopos radiactivos, específicamente Lutecio-177 (Lu-177) , ofrecen un enfoque innovador para abordar este desafío clínico. Estos dispositivos miniaturizados pueden navegar autónomamente hacia los nódulos metastásicos mediante algoritmos de inteligencia artificial (IA), liberando el isótopo radiactivo de manera selectiva y minimizando daños colaterales. Además, están diseñados con una estructura modular que permite su desmontaje programado en fragmentos menores a 5 nm, garantizando su eliminación renal segura.

MATERIAL Y MÉTODOS

1. Resumen

Estos nanorrobots están diseñados para transportar Lutecio-177 (Lu-177. El objetivo del tratamiento es eliminar nódulos metastásicos pulmonares secundarios a cáncer de mama HER2+, utilizando la alta capacidad destructiva del Lu-177 sobre células rápidamente proliferantes, combinada con la precisión de la navegación autónoma impulsada por IA.

2. Navegación Autónoma:

Con algoritmos que optimizan las rutas de los nanorrobots basandose en datos obtenidos en tiempo real, ajustándose dinámicamente al entorno biológico. Además, pueden ser guiados externamente mediante campos magnéticos o ultrasonido, asegurando su llegada precisa a los nódulos pulmonares.

3. Estructura Modular y Desmontaje Programado:

Los nanorobots tienen una estructura modular compuesta por componentes interconectados que pueden separarse bajo condiciones específicas. Después de completar su tarea terapéutica, responden a una programacion optimizada de algoritmos de IA para descomponerse en fragmentos menores de 5 nm. Estos fragmentos poseen carga eléctrica positiva y alta solubilidad hidrofílica, lo que facilita su filtración por los glomérulos renales y excreción por vía renal.

4. Propiedades Adicionales:

- Carga eléctrica positiva: Reduce la repulsión con la barrera glomerular, mejorando su eliminación.
- Solubilidad hidrofílica: Aumenta la movilidad en el filtrado urinario, evitando acumulaciones innecesarias.

5. Biomaterial Utilizado:

El biomaterial seleccionado es un polímero biocompatible y biodegradable, como PLGA (ácido poliláctico-co-glicólico). Este material:

- Es estable durante el transporte del Lu-177.
- Puede encapsular el isótopo de manera segura.
- Se degrada en productos finales no tóxicos, garantizando la seguridad del paciente.

RESULTADOS

Este proyecto demuestra viabilidad técnica y clínica de utilizar nanorrobots cargados con Lu-177 para tratar nódulos pulmonares metastásicos secundarios a cáncer de mama HER2+. Los resultados esperados incluyen:

- Mayor precisión en la destrucción de células tumorales.
- Reducción significativa de efectos adversos sistémicos.

- Eliminación segura de los nanorobots mediante desmontaje programado y excreción renal.

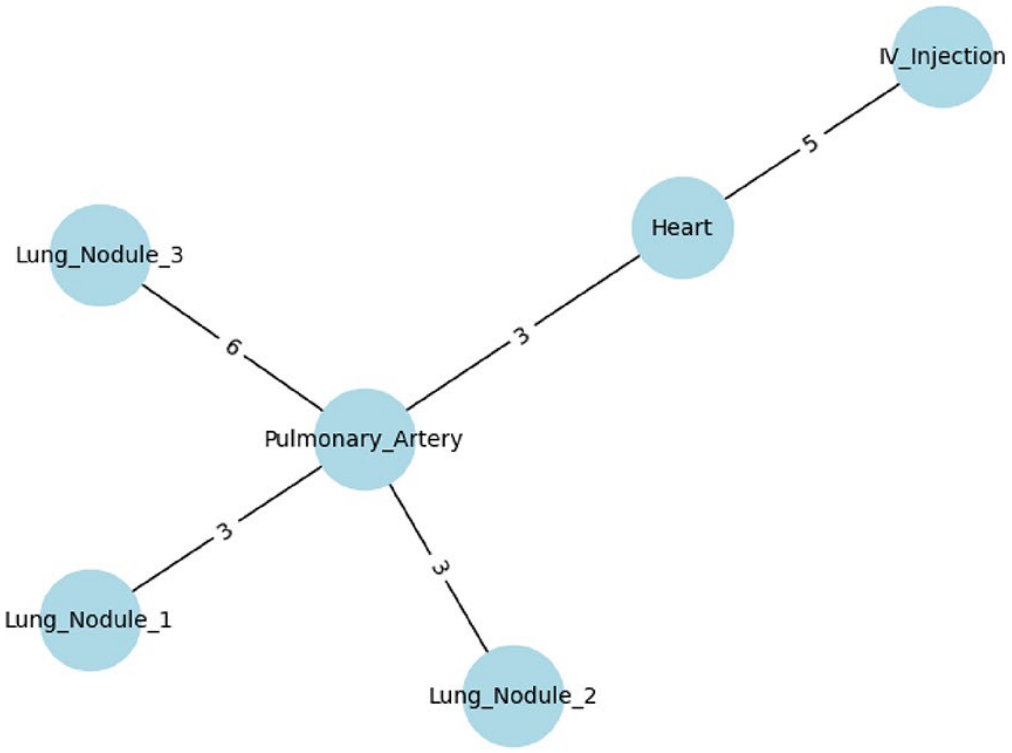
DISCUSIÓN

La integración de nanotecnología, radioterapia y IA representa un avance significativo en el tratamiento del cáncer metastásico. Los nanorrobots superan limitaciones de tratamientos tradicionales, ofreciendo una solución personalizada y eficiente. Su diseño modular y capacidad de desmontaje programado resuelven preocupaciones relacionadas con la acumulación de materiales extraños en el organismo. La elección del biomaterial PLGA asegura compatibilidad biológica y seguridad en aplicaciones clínicas.

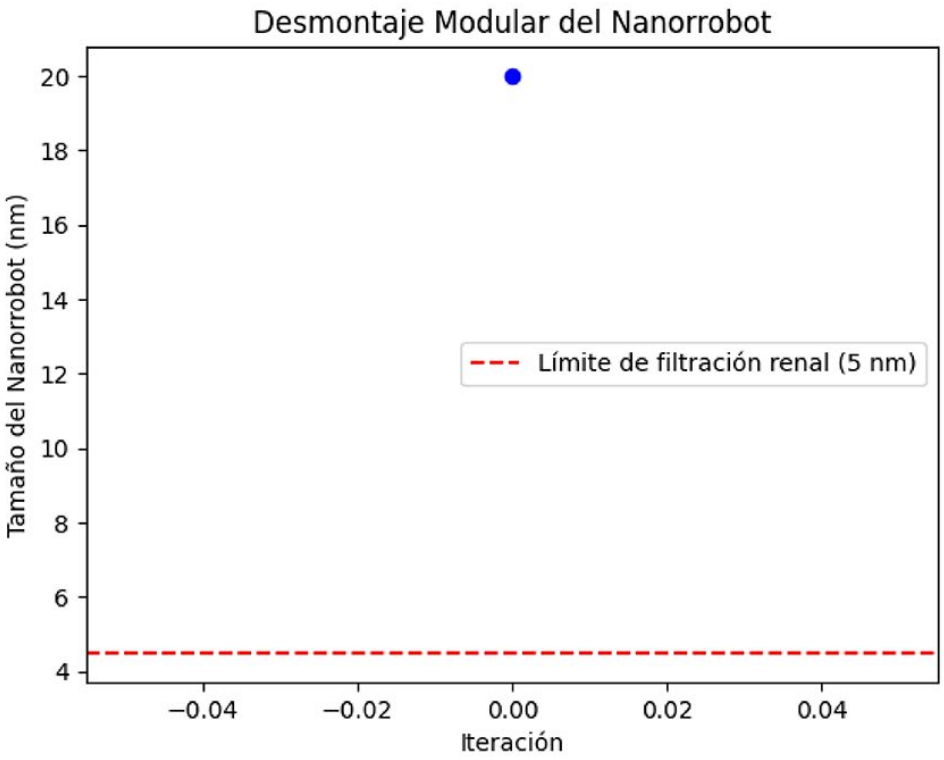
CONCLUSIONES

- Los nanorrobots guiados por IA son una herramienta prometedora para la administración dirigida de Lu-177 en nódulos metastásicos pulmonares.
- El diseño modular y el desmontaje programado garantizan su eliminación segura por vía renal.
- Este enfoque mejora la precisión terapéutica y reduce efectos adversos, revolucionando la radioterapia del cáncer metastásico.

VISUALIZACIÓN: GRAFO PARA ENTENDER MEJOR LA NAVEGACIÓN DEL NANORROBOT



VISUALIZACIÓN DEL PROCESO: DESMONTAJE SEGURO DEL NANORROBOT LOGRADO EN ITERACIÓN 1 CON TAMAÑO DE UNIDAD 4.00 NM.



ANÁLISIS DE TIEMPOS Y MOVIMIENTO PROSTÁTICO INTRA- FRACCIÓN EN RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE DEL CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADO

Calvo-Ortega, J. (1); Moragues Femenia, S. (1); Laosa Bello, C. (1)
(1) Hospital Quirónsalud Barcelona

OBJETIVO

Describir el tiempo requerido para la realización de radioterapia ablativa (SBRT) del cáncer de próstata localizado, usando un método de adaptación online en cada sesión de tratamiento. Se investiga también el movimiento intra-fraccional de la próstata.

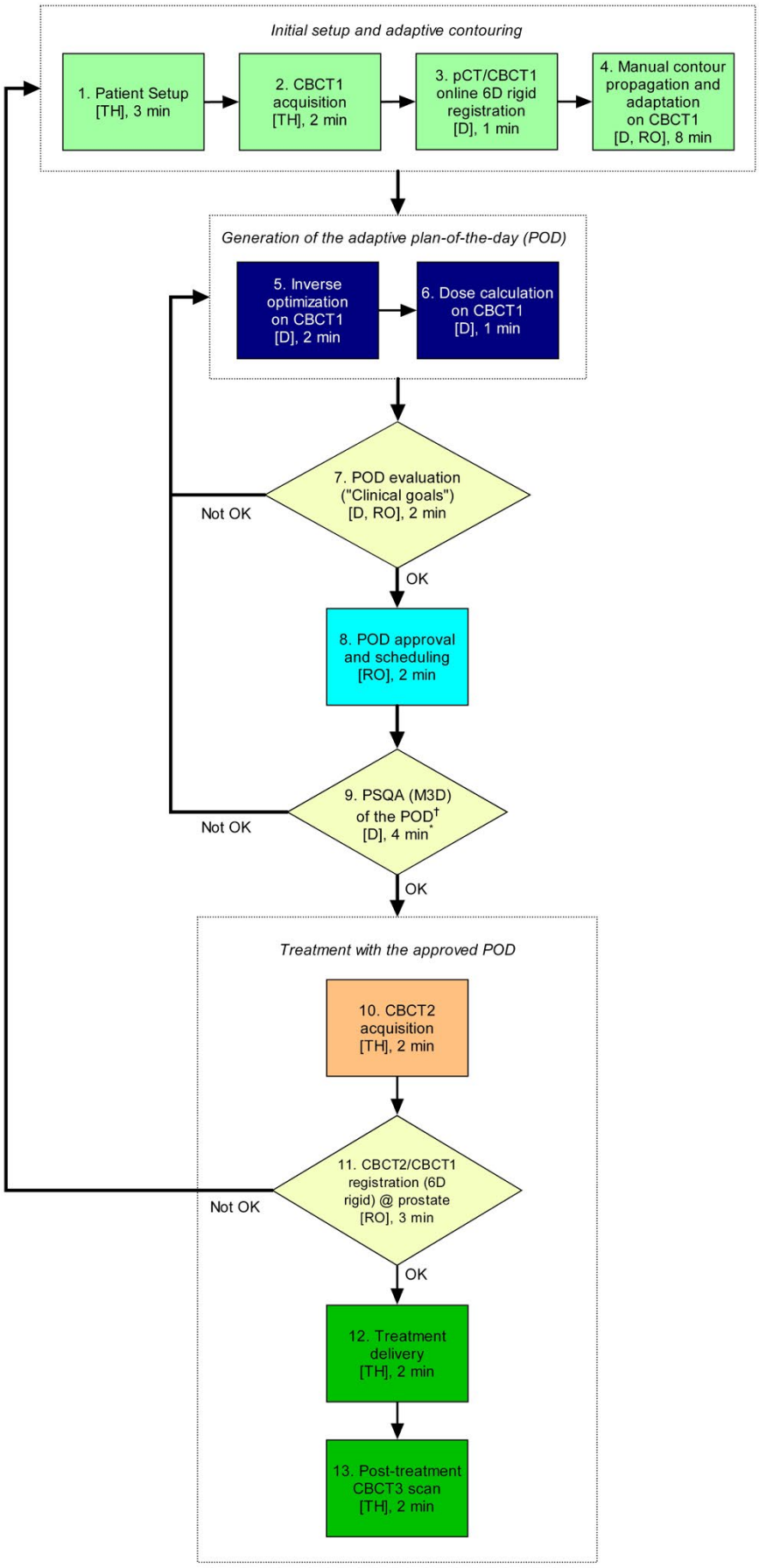
MATERIALES Y MÉTODO

La radioterapia ablativa del cáncer de próstata localizado de riesgos bajo e intermedio favorable se realiza en nuestro centro siguiendo el estándar de tratamiento propuesto por el ensayo PACE-B (N Engl J Med. 2024 Oct 17;391(15):1413-1425), consistente en 5 fracciones de 7.25 Gy cada una, y administradas en días alternos con un acelerador convencional.

Este tipo de tratamiento se realiza se viene realizando en nuestro centro usando un método de radioterapia adaptativa online descrito previamente (Pract Radiat Oncol. 2022 Mar-Apr;12(2):e144-e152), y sucintamente esquematizado en la Figura 1. El plan de tratamiento consiste en un arco VMAT de haces de fotones 6 MV FFF.

Se recogen valores correspondientes al tiempo empleado en la fase de preparación, aprobación clínica y verificación independiente del plan adaptado (t1: lapso entre CBCT1 y CBCT2 en Fig. 1), tiempo total de la sesión adaptativa (t2: lapso entre CBCT1 y CBCT3 en Fig. 1) y tiempo de irradiación (t3: “beam-on-time”).

El movimiento intra-fracción de la próstata fue evaluado usando registro de las imágenes CBCT2 y CBCT3 adquiridas antes y tras la administración del tratamiento adaptado. Los 40 primeros pacientes (200 sesiones) fueron incluidos para este análisis. Se contabilizó el intervalo de tiempo al que se refirió el movimiento intra-fracción (t4: lapso entre CBCT2 y CBCT3 en Fig. 1).



Abbreviations used in this figure:
pCT: planning CT; CBCT: cone-beam CT; TH: therapist; D: dosimetrist: RO: radiation oncologist; PSQA: patient-specific quality assurance; M3D: Mobius 3D.

† Tasks performed by the dosimetrist, with the physicist available just on call.

* Calculation done in parallel with the steps 7, 8, and 10.

RESULTADOS

- TABLA 1 muestra los tiempos registrados para 350 sesiones SBRT adaptadas. El 95% de las sesiones de tratamiento se completaron dentro de 35 minutos.
- Con el objeto de comparar con la bibliografía, el grupo de Heidelberg (Front Oncol. 2024 Feb 15:14:1308406) reportó un tiempo medio de replanificación (concepto similar al t1 en este estudio) de 39 minutos (rango: 22-78 min.) vs. 20.6 min. (rango: 13.3-61.2 min) en nuestro caso.
- Desplazamientos absolutos de la próstata en el lapso de tiempo t4 (6.1 ± 1.4 min) se muestran en la TABLA 1 para cada dirección anatómica (X: lateral; Y: anterior-posterior; Z: cráneo-caudal). El percentil-99% indica desplazamientos dentro de 2.5 mm.

TABLA 1

		t1 (min.)	t2 (min.)	t3 (seg.)	t4 (min.)
Análisis de tiempos	**mean**	20.6	26.7	102.5	6.1
	SD	4.5	4.6	1.4	1.4
	min	13.3	18.3	1.9	1.9
	max	61.2	64.2	16.9	19.9
	percentil-95%	26.5	33.2	141.6	8.0
		X (mm)	**Y (mm)**	**Z (mm)**	**VECTOR 3D (mm)**
Análisis movimiento próstata	**mean**	0.1	0.4	0.2	0.5
	SD	0.2	0.8	0.3	0.5
	min	0.0	0.0	0.0	0.0
	max	1.9	10.2	2.7	2.7
	percentil-99%	0.8	2.3	2.1	2.5

CONCLUSIÓN

El método online desarrollado en nuestro centro permite adaptar diariamente el tratamiento SBRT de próstata, usando un slot de 40 minutos en la mayoría de los casos. Los tiempos de tratamiento empleados con este método son competitivos con los reportados usando aceleradores dedicados para radioterapia adaptativa online. Desplazamientos prostáticos pequeños (≤ 2.5 mm) fueron observados en la inmensa mayoría de las sesiones, en acuerdo con lo descrito por otros autores (Clin Oncol (R Coll Radiol). 2012 Nov;24(9):640-5).

ANÁLISIS DE LA MEJORA DEL MODELADO DE MLC DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE

Núñez Martínez, L. M. (1); Sánchez Jiménez, J. (2); Martín Albina, M. L. (2); Jiménez Vegas, D. (2); Pizarro Trigo, F. (2); Ronda Peñacoba, S. (2); Bengoechea Álvaro, D. (2); Cepas Arroyo, T. (2); Crespo Mesa, M. S. (2); Zaballos Carrera, S. (2)
(1) HUBU; (2) Complejo Asistencial Universitario de Burgos

INTRODUCCIÓN

El modelo del MLC en Eclipse hasta la versión 17 (OLM – Original Leaf Model) realiza varias simplificaciones:

- Modela la punta de la lámina redondeada como plana, subestimando la fluencia sobre todo en pares de láminas cercanas y posiciones fuera del eje.
- Utiliza un único valor de transmisión para todo el MLC, incluso en láminas con anchuras y posiciones fuera del eje muy diferentes.
- Supone que la lámina es completamente homogénea, cuando en realidad las láminas tienen una cavidad interior por la que discurre un tornillo sinfín que mueve la lámina.

En la versión 18 Eclipse ha introducido un nuevo modelo (ELM – Enhanced Leaf Model) que intenta resolver las diferencias en las dosis debidas a estas simplificaciones.

El propósito de este trabajo es evaluar la mejora que supone este nuevo modelo de MLC.

MATERIAL Y MÉTODO

La configuración del ELM requiere realizar medidas de campos colimados con el MLC de: campo abierto 10x10, campo cerrado (transmisión) y tres campos con un gap constante de (4, 6 y 20mm) que hace un barrido a velocidad constante [1].

Se ha utilizado una cámara Farmer en agua sólida para realizar las medidas. Se han realizado las medidas en dos aceleradores Clinac DHX con MLC millenium120 y MLC HD120. Se realizan las medidas para energías de 6MV y 18MV de fotones.

Se introducen las medidas en el sistema de planificación y se obtienen los valores de la transmisión y DLG del sistema que ajusta de forma iterativa los datos introducidos.

Para realizar una comparación de ambos modelos, se calcula la dosis correspondiente a un campo con la bancada de láminas cerradas en el centro con ambos modelos (OLM/ELM) y se analizan sus diferencias.

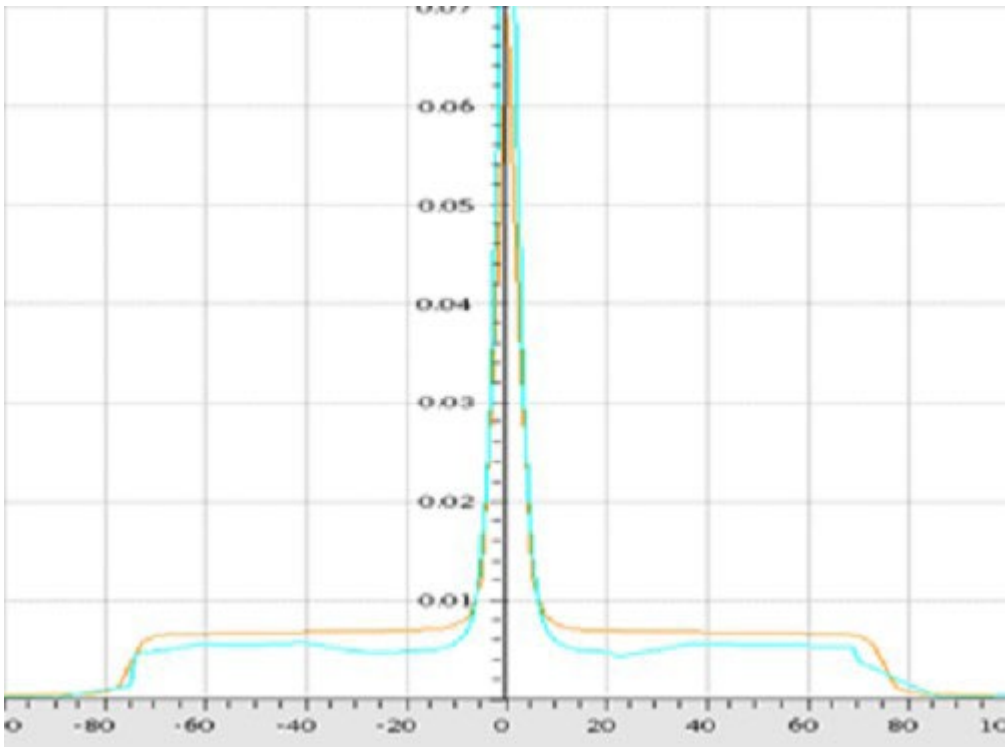
RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Los parámetros de ajuste del ELM obtenidos se presentan en la TABLA 1.

Los valores de DLG para diferentes energías en la misma unidad de tratamiento están dentro de un intervalo de 0,01cm, lo que refuerza la hipótesis de que el valor de DLG es un parámetro mecánico que describe el offset del MLC y por tanto debe ser independiente de la modalidad del haz.

Enhanced Leaf Model		Millenium120		HD	
		T	DLG (cm)	T	DLG (cm)
AAA	6MV	0,0147	-0,05567	0,0116	-0,03362
	18MV	0,0153	-0,04606	0,0119	-0,02918
Acuros	6MV	0,0147	-0,05567	0,0116	-0,03362
	18MV	0,0153	-0,04604	0,0119	-0,02916

Los resultados del cálculo para el campo cerrado con ambos modelos se presentan en la figura 1. Se muestra el perfil en el plano transversal en el isocentro para el modelo simplificado OLM (curva roja) y el modelo mejorado ELM (curva azul). El perfil del modelo ELM presenta una dosis mucho mayor en el centro debido a la punta redondeada, y una transmisión más baja en el extremo de la lámina (hasta 3 cm desde el borde) y mayor cuando comienza la cavidad del tornillo sinfín (a partir de 3cm). Todo ello es acorde con la literatura y las medidas publicadas.



La mejora en la representación del MLC introducida con el ELM es muy significativa y puede tener relevancia en cálculos con una alta modulación y campos pequeños por lo que si se dispone de él se recomienda encarecidamente su utilización.

BIBLIOGRAFÍA

LoSasso

https://www.wienkav.at/kav/kfj/910

Enhanced-Leaf-Modelling-Measurement-Procedure-Guide-Varian

Ann-Van-Esch-et-al.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA EN LA IRRADIACIÓN DE MAMA IZQUIERDA: INSPIRACIÓN MANTENIDA FRENTE A RESPIRACIÓN LIBRE

Videira Martíínez, L. (1); Peraza Fernandez, C. (1); Suarez Casanova, S. (1); Glaría Enríquez, L. A. (1); Paredes Nieves, L. (1); Prieto Balaguer, R. (1); Romero Martínez, M. (1); Teja Ubach, M. (1); Torres, L. (1)

(1) Genesiscare

INTRODUCCIÓN

La técnica de irradiación en inspiración profunda mantenida DIBH (Deep-Inspiration-Breath-Hold) se ha propuesto como una estrategia para reducir la dosis al corazón en comparación con la irradiación en respiración libre FB (Free-Breath).

Actualmente esto es factible gracias a la existencia de sistemas controladores del posicionamiento de los pacientes a través de sensores ópticos. Este trabajo compara la dosimetría en ambas técnicas para determinar su impacto en órganos de riesgo, evaluando posibles beneficios y limitaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

En una primera fase, se han seleccionado para el estudio 15 pacientes de mama izquierda sin cadenas ganglionares. El fraccionamiento en todos los casos ha sido de 5 sesiones por semana, 520 cGy/sesión para la mama y 580 cGy/sesión en el caso de llevar sobreimpresión.

A todas las pacientes se les ha hecho 2 TAC con cortes cada 2,5 mm en respiración libre y mantenida. El equipo utilizado ha sido un General Electric Revolution Ascend

Ambos TAC han sido contorneados por el mismo/a TER, así como los volúmenes a tratar por el mismo/a OR, para intentar que los resultados obtenidos tuvieran la mínima distorsión.

Para cada paciente, se planificaron dos tratamientos con el software Monaco de Elekta: uno en DIBH y otro en FB, ambos realizados también por el mismo/a físico médico buscando la misma cobertura de PTV en ambos casos para pasar al estudio comparativo.

Para garantizar que las pacientes mantuvieran la respiración dentro de un rango controlado (±3 mm) durante el DIBH, se utilizó el sistema de guiado por superficie Align RT de Vision RT

Se compararon las dosis medias recibidas por el corazón, el pulmón ipsilateral, la coronaria y la mama contralateral

RESULTADOS

Los planes en DIBH mostraron una reducción en promedio del 15% en la dosis media del corazón y del 15% en la arteria coronaria, en comparación con FB. En cuanto al pulmón ipsilateral, se analizaron los parámetros V10 y V5, pero no se observaron resultados concluyentes, aunque sí se vio que a partir de una diferencia de un 10% en el volumen pulmonar entre mamas DIBH y FB se empezaban a encontrar mejoras dosimétricas. Finalmente, en la mama contralateral tampoco se obtuvieron unos resultados de mejora claros en la dosis media probablemente porque es muy dependiente de la anatomía de la paciente.

DISCUSIÓN

Los resultados confirman que la técnica DIBH es efectiva para proteger el corazón y la arteria coronaria en pacientes con cáncer de mama izquierda al reducir significativamente la dosis recibida, lo que podría traducirse en una menor incidencia

de toxicidad cardiaca a largo plazo. Sin embargo, el impacto en el pulmón ipsilateral y en la mama contralateral parece ser más dependiente de factores anatómicos individuales.

CONCLUSIONES

La técnica DIBH ofrece claros beneficios en la dosimetría cardíaca en comparación con la inspiración libre para la misma cobertura del volumen tumoral. No obstante, su impacto en la dosimetría pulmonar varía entre pacientes, lo que subraya la importancia de la anatomía individual de cada paciente

COMPARATIVA DOSIMÉTRICA ENTRE ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN INDEPENDIENTES DEL KV DE ADQUISICIÓN EN CT

Alvarez Bernardo, L. (1); Rovira Sánchez, P. (1); Ponce Navarro, F. J. (1); Artigues Pedrola, J. M. (1)
(1) Hospital Universitari Sant Joan de Reus

INTRODUCCIÓN

En la planificación de tratamientos de radioterapia, la distribución dosimétrica se obtiene relacionando mediante una curva de calibración (CC) las unidades Houndsfield (UH) de la imagen TC con las densidades electrónicas. Estas CC dependen de la tensión de adquisición. El algoritmo DirectDensity (DD) de Siemens Healthcare busca eliminar esta dependencia ya que utiliza la misma CC para todas las tensiones. La tecnología Dual Energy (DE) permite obtener, mediante la fusión de las imágenes de dos adquisiciones a tensiones diferentes, una imagen virtual monoenergética para cualquier tensión que tendría una curva de calibración similar a la convencional a 120kV.

En este trabajo, evaluaremos las diferencias dosimétricas encontradas al volcar un mismo plan de tratamiento sobre adquisiciones CT que deberían ser equivalentes: DD entre sí y monoenergética DE con 120kV convencional.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un escáner Somaton go Open Pro (Siemens Healthcare) para la adquisición de imágenes en diferentes tensiones y un maniquí antropomórfico Rando para simulación. Para la realización de los planes de tratamiento se empleó el sistema de planificación Eclipse (Varian). Se realizaron planes de tratamiento para dos casos clínicos: una SBRT pulmonar y una SBRT cerebral. Se compararon distribuciones dosimétricas generadas con DD a diferentes tensiones entre sí y la adquisición convencional con la monoenergética para 120kV.

RESULTADOS

Se realizó el análisis de un mismo plan de tratamiento para diferentes tensiones de DD y se comprobaron la dósis a mediana y las coberturas a un volumen del 2% y del 95%, así como un órgano de riesgo en cada caso.

	SBRT PULMÓN					SBRT CEREBRO				
	PTV			CORAZÓN		PTV			OJO IZQUIERDO	
	Mediana	D2%	D95%	Media	Máximo	Mediana	D2%	D95%	Media	Máximo
120kV	102,70%	104,60%	100,00%	11,80%	56,70%	103,70%	105,20%	100,60%	5,10%	9,40%
DD70	100,70%	102,40%	98,60%	12,00%	57,70%	101,30%	103,00%	98,50%	5,00%	9,10%
DD80	100,90%	102,60%	99,00%	11,90%	55,20%	101,90%	103,50%	99,20%	5,00%	9,00%
DD100	101,20%	102,90%	99,30%	11,90%	55,30%	102,50%	104,20%	99,80%	5,00%	9,10%
DD120	101,30%	103,00%	99,30%	12,10%	58,10%	102,80%	104,50%	99,90%	5,10%	9,30%
DD140	101,40%	103,20%	99,40%	12,10%	58,20%	103,10%	104,80%	100,20%	5,10%	9,30%

Tabla 1. Diferencias a la dosis de prescripción entre los planes realizados con los algoritmos DD con respecto a la convencional

Las variaciones obtenidas para las diferentes DD con respecto a la adquisición convencional son del 1-2%, siendo mayores en el caso de la SBRT cerebral llegando a un 2.4% de diferencia en la dosis a mediana. En el caso de los órganos de riesgo se obtienen valores muy similares en todos los casos tanto en media como en el máximo de dosis recibida.

La comparación entre las adquisiciones DE a la misma tensión con la técnica convencional mostró discrepancias leves en las distribuciones dosimétricas obtenidas, en torno al 1% en ambos tipos de lesiones.

	SBRT PULMÓN					SBRT CEREBRO				
	PTV			CORAZÓN		PTV			OJO IZQUIERDO	
	Mediana	D2%	D95%	Media	Máximo	Mediana	D2%	D95%	Media	Máximo
DE80/140	0,90%	1,10%	0,20%	0,40%	2,50%	0,80%	0,80%	1,10%	0,10%	0,10%
DE100/140	0,90%	1,10%	0,30%	0,40%	2,50%	0,80%	0,80%	1,10%	0,10%	0,10%

Tabla 2. Diferencias relativas a la dosis de prescripción entre los planes realizados con los algoritmos DE con respecto a la adquisición convencional

DISCUSIÓN

Pese a que la hipótesis inicial suponía que los tratamientos para todas las DD serían similares en todos los casos ya que aplican la misma CC y se utilizó el mismo plan en todos ellos, se producen ligeras variaciones en la distribución dosimétrica según la tensión de adquisición.

La comparación entre las curvas DE a 120kV con la convencional revela que el protocolo de adquisición de imagen aplicado influye en los resultados finales obtenidos.

CONCLUSIONES

Aunque los algoritmos de reconstrucción nos plantean la posibilidad de obtener imágenes con curvas de calibración independientes de kV, las diferencias obtenidas son relevantes en algunos parámetros de vital importancia en el tratamiento como sería la dosis en mediana y los volúmenes del 2 y del 95%, con lo que tendríamos que valorar su aplicación cuidadosamente en aquellos casos en los que puedan tener implicaciones clínicas.

DOSIS DE CUERPO ENTERO Y RIESGO DE SEGUNDO CÁNCER PRIMARIO EN RADIOTERAPIA DE FOTONES Y PROTONES

Brualla, L. (1)
(1) Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen. Alemania

INTRODUCCIÓN

El objetivo de la radioterapia es administrar una dosis que aporte beneficios terapéuticos dentro de un volumen de planificación. Si bien las dosis fuera del campo son mucho más bajas que la dosis prescrita, a menudo siguen siendo lo suficientemente altas como para acarrear un riesgo no despreciable de causar un segundo cáncer primario y otros problemas de salud. Desafortunadamente, la planificación del tratamiento está optimizada para los efectos deterministas en la región de alta dosis y no para los efectos estocásticos que pueden ocurrir en la región de dosis muy baja fuera del campo. La relación cuantitativa entre la dosis administrada fuera del volumen tratado y los efectos estocásticos, principalmente el riesgo de un segundo cáncer primario, no se conoce bien, aunque la evidencia del campo más amplio de la epidemiología de la radiación respalda claramente la hipótesis de que las dosis bajas a moderadas de radiación ionizante están asociadas con un exceso de riesgo medible de varios tipos de cáncer.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizaron simulaciones Monte Carlo (PRIMO/PENELOPE y TOPAS/Geant4) para estimar las distribuciones de dosis de cuerpo entero en pacientes pediátricos tratados con radioterapia de fotones y protones. Estas simulaciones se validaron previamente con datos experimentales obtenidos de la irradiación de un maniquí antropomórfico pediátrico (ATOM CIRS) con 3DCRT, IMRT, VMAT y terapia de protones (PBS), planificada para un glioma cerebral. También se consideró la dosis de cuerpo entero obtenida de los procedimientos de imagen asociados con la planificación y la administración del tratamiento.

RESULTADOS

Se observó que la dosis de órganos ubicados a más de 30 cm del volumen objetivo de planificación (irradiación cerebral) fue, en el caso de los tratamientos con protones, un orden de magnitud menor que la obtenida en el caso de las irradiaciones con fotones. La dosis de protones lejos fuera del campo fue similar a la dosis de imagen fuera del campo.

CONCLUSIONES

El cálculo rutinario de la distribución de dosis corporal total en pacientes de radioterapia permitiría la posibilidad de realizar una planificación del tratamiento con información del riesgo de segundo cáncer primario. En el caso de la terapia con protones, el hecho de que la dosis lejos fuera del campo sea similar a la dosis de los procedimientos de imagen durante la terapia, sugiere la necesidad de reducir esta última para así disminuir el presupuesto de dosis total.

MEDIDAS DE VERIFICACIÓN DE PLANIFICACIONES DE RADIOCIRUGÍA CON HYPERARC

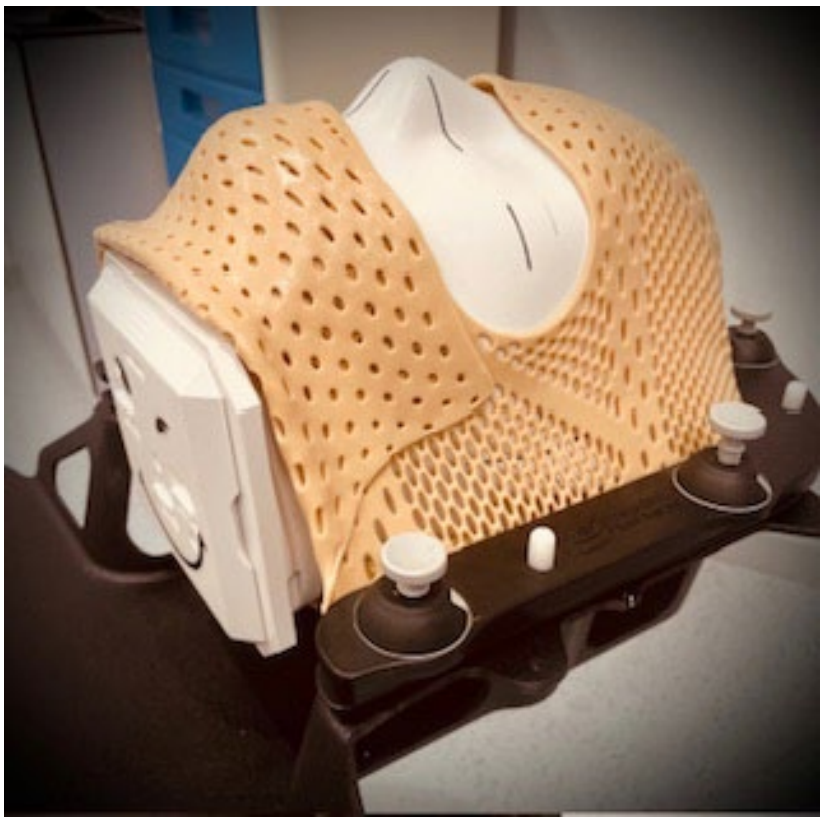
Fernández Montes, M. (1); Montejo Arteche, A. (1); Pereda Barroeta, N. (1); Sánchez Hernández, N. (1); Válgoma Solanas, J. A. (1); Conejo Monasterio, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Basurto

INTRODUCCION

La radiocirugía es un tipo de tratamiento de Radioterapia mediante el cual se administran dosis elevadas (>20Gy) en una 1-5 sesiones en una o varias lesiones cerebrales. Para planificar estos tratamientos en nuestro servicio contamos con el software Hyperarc (Varian Medical Systems), que genera de forma automática un plan con varios arcos modulados (de 3 a 5), giros de mesa y un único isocentro, cuya configuración permite disminuir las dosis fuera de los volúmenes blanco. El Hyperarc resulta especialmente ventajosos frente a la planificación manual cuando hay más de una lesión a tratar ya que reduce mucho las dosis bajas entre lesiones. Debido a que los volúmenes blanco son muy pequeños y las dosis elevadas, realizamos varias medidas de control de calidad para verificar la precisión del cálculo y garantizar la correcta administración del tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODO

Para el control de calidad de la planificación se realizan tres tipos de medidas diferentes: dosimetría portal con el EPID incorporado en nuestra máquina (Truebeam STX de Varian), Octavius SRS (PTW) disparando todos los arcos con la mesa a cero grados (para así evitar colisiones) y dosis absorbida en el centro de cada una de las lesiones haciendo uso del maniquí antropomórfico específico para radiocirugía Ruby HEAD 300 (PTW) con cámara de diamante (microdiamond PTW). Para la medida de dosis absoluta, realizamos la comparación de dosis medida frente a la calculada de cada arco individualmente, con su correspondiente giro de mesa.



RESULTADOS

Desde que se empezó a utilizar Hyperarc en 2023 se han tratado 72 pacientes (con 1-5 lesiones) y se han verificado con medidas todas las planificaciones. Se han obtenido resultados muy satisfactorios tanto en la evaluación del análisis gamma (criterios gamma de la publicación AAPMTG218) como en la evaluación de la dosis absorbida en el centro de las lesiones (93 medidas), donde se ha establecido una tolerancia del 3% de diferencia de dosis entre el plan calculado y el medido. De las 93 lesiones evaluadas, 82 de ellas dieron un valor menor del 3% (0,6±1.8%). Las 11 que superaron el 3% (todas correspondientes a planes con lesiones múltiples) se replanificaron exigiendo una reducción del número de unidades de monitor con el objetivo de aumentar la robustez del plan. En todos los casos las nuevas planificaciones cumplieron los criterios establecidos de control de calidad.

CONCLUSIONES

La verificación de las planificaciones de radiocirugía se considera un paso imprescindible para garantizar su robustez y fiabilidad, en especial las medidas de la dosis absorbida en el centro de las lesiones en el caso de lesiones múltiples, que han resultado las más sensibles.

COMPARACIÓN ENTRE LOS SISTEMAS RGSC (RESPIRATORY GATING FOR SCANNERS) DE VARIAN MEDICAL SYSTEMS Y CATALYST DE C-RAD PARA EL TRATAMIENTO DE MAMA IZQUIERDA CON LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA (DIBH)

Montejo Arteche, A. (1); Válgoma Solanas, J. A. (1); Pereda Barroeta, N. (1); Sánchez Hernández, N. (1); Fernández Montes, M. (1); Conejo Monasterio, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Basurto

INTRODUCCIÓN

La evidencia actual sugiere que no hay una dosis umbral por debajo de la cual no se producen efectos cardíacos derivados de la radioterapia de mama. Por tanto, una de las prioridades actuales en la radioterapia del cáncer de mama, sobre todo en la irradiación de la mama izquierda, es la de reducir las dosis cardíacas sin comprometer la cobertura de tejido objetivo. A través de la técnica de inspiración profunda mantenida (DIBH), en la cual las pacientes mantienen la respiración durante la irradiación, se produce una separación entre el corazón y la zona de tratamiento, reduciendo, por tanto, la dosis recibida.

El objetivo del estudio es comparar la precisión y efectividad de los dos sistemas (RGSC y Catalyst) en el control del movimiento respiratorio y su impacto en la administración precisa de la dosis.

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema RGSC utiliza una cámara de vídeo para registrar el movimiento de un marcador reflector de rayos infrarrojos colocado sobre el pecho de la paciente. El movimiento vertical del marcador (amplitud) se define para activar el haz de radiación únicamente en esa amplitud con un margen de incertidumbre de 3mm.

El sistema Catalyst utiliza tres cámaras monoculares y compone la imagen por deformación de un patrón de luz estructurada. Se define un área sobre la superficie de la paciente en el que se define también la amplitud de tratamiento. Catalyst, a diferencia de RGSC, es capaz de interrumpir el tratamiento por desviaciones en la superficie y en el isocentro.

Se han adquirido los resultados de 40 pacientes con patología en mama izquierda tratadas en DIBH, la mitad de ellas se ha monitorizado la respiración con el sistema RGSC y la otra mitad, con el sistema Catalyst. Se prescribe una dosis total de 40.05Gy en 15 fracciones. El tratamiento de las pacientes ha sido en un acelerador TrueBeam.

RESULTADOS

Para la comparación de ambos sistemas evaluamos: Resultados dosimétricos del corazón y la arteria descendente anterior (LAD), el promedio de los movimientos aplicados en el CBCT antes del tratamiento y el promedio de los resultados de la dosimetría in-vivo adquirida a través de la dosimetría portal y analizados con la plataforma SunCheck (Sun Nuclear) (ver tabla 1).

Verde, mejores resultados con Catalyst y azul, con RGSC

			LAD			Corazón
		Amplitud (cm)	Dmáx (Gy)	V18Gy	V13Gy	Dmedia (Gy)
Resultados dosimétricos	Promedio RGSC	1.42 ± 0.47	24.08 ± 17.52	11.63 ± 17.52	13.72 ± 18.04	1.34 ± 0.69
	Promedio Catalyst	1.60 ± 3.37	24.24 ± 13.02	10.85 ± 15.67	13.61 ± 16.83	1.14 ± 0.42
	Diferencia Catalyst respesto RGSC (%)	12.68	0.66	-6.71	-0.80	-14.93

		Vrt	Lng	Lat	Cabeceo	Balanceo	Rot
		[cm]	[cm]	[cm]	[°]	[°]	[°]
Resultados: Movimientos aplicados tras CBCT	Promedio RGSC	0.49 ± 0.38	0.36 ± 0.29	0.28 ± 0.25	1.14 ± 0.78	0.8 ± 0.65	1.05 ± 0.78
	Promedio Catalyst	0.36 ± 0.25	0.39 ± 0.28	0.28 ± 0.23	0.90 ± 0.79	0.91 ± 0.72	1.11 ± 0.85
	Diferencia Catalyst respesto RGSC (%)	-26.53	8.33	0.00	-21.05	13.75	5.71

		γ 3mm, 3% global
Resultados: Dosimetría In vivo	Promedio RGSC	93.11 ± 3.10
	Promedio Catalyst	94.7 ± 3.02
	Diferencia Catalyst respesto RGSC (%)	1.71

CONCLUSIONES

Ambos sistemas son igualmente válidos para tratar el cáncer de mama izquierda con DIBH. Los resultados dosimétricos son similares con ambos sistemas. En relación a los movimientos a aplicar tras el CBCT no se puede concluir que con un sistema los movimientos aplicados sean menores. Sin embargo, el sistema Catalyst muestra un acuerdo algo mejor en la dosimetría in-vivo. Por ello, consideramos que la utilización del Catalyst podría tener un ligero beneficio en las pacientes tratadas con radioterapia de mama izquierda con DIBH por la mayor coincidencia entre la dosis prevista y la administrada

VERIFICACIÓN DE PLANIFICACIONES MEDIANTE SISTEMA MOBIUS 3D

Fernández Montes, M. (1); Válgoma Solanas, J. A. (1); Montejo Arteche, A. (1); Sánchez Hernández, N. (1); Pereda Barroeta, N. (1); García Ferrer, I. (1); Jorge Bermúdez, L. (1); Conejo Monasterio, F. J. (1)

(1) Hospital Universitario Basurto

INTRODUCCIÓN

La radioterapia adaptada online es una técnica de tratamiento de radioterapia emergente en la cual la planificación puede modificarse diariamente adaptándose a los volúmenes contorneados previamente a la impartición de la sesión de tratamiento. En nuestro servicio se ha adquirido un equipo específico para este tipo de tratamientos, Ethos (Varian Medical Systems) que incorpora un sistema de planificación con el algoritmo Acuros además del sistema de imagen de alta calidad CBCT Hypersight. Cada día, una vez colocado el paciente en la posición de tratamiento, se realiza un CBCT y se valora si se actualiza la planificación ajustándose a los volúmenes correspondientes a la serie de imágenes recién adquiridas. Para garantizar la precisión de cada nueva planificación es necesaria una verificación de la misma, que sea rápida y que no requiera mover al paciente de la camilla de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar estas verificaciones el equipo Ethos tiene incorporado el programa Mobius 3D, el cual realiza un cálculo independiente de dosis usando un algoritmo de cono colapsado. Mobius compara las estructuras objetivo, analizando que su dosis media y cobertura coincida con la del planificador, así como la realización de un DVH y una comparación gamma 3D entre la dosis del planificador y la dosis de Mobius. Además, como herramienta de control de calidad del Mobius se han realizado medidas de dosis absorbida en el maniquí propio de Mobius, que consta de 7 insertos (ver figura 1) para colocar la cámara (en nuestro caso la Microdiamond de PTW)

RESULTADOS

Se ha analizado la dosis en las siete posiciones de los insertos en los cuatro primeros pacientes que hemos planificado. Las planificaciones tienen 9 campos de IMRT equidistantes. Se ha administrado el plan de tratamiento sobre el maniquí con todos los campos a cero grados. Las diferencias entre cálculo y medida en las distintas posiciones han sido: A(-1.16±3.5%), B(-0.11±2.53%), C(-0.59±2.1%); D(0.88±2.83%); E(0.96±1.66%); F(-0.14±2.96%) y G(-2.33±2.62%). Los resultados

obtenidos han sido muy satisfactorios, siendo el punto G el que ha dado una diferencia mayor. Por otro lado la evaluación del parámetro 3%/3mm ha dado el 100% en todas las planificaciones analizadas.

CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos, se puede concluir que Mobius es un sistema de verificación fiable y robusto por lo que resulta útil como herramienta de control de calidad de las planificaciones correspondientes a la radioterapia adaptada.

Cobertura de objetivos ▲

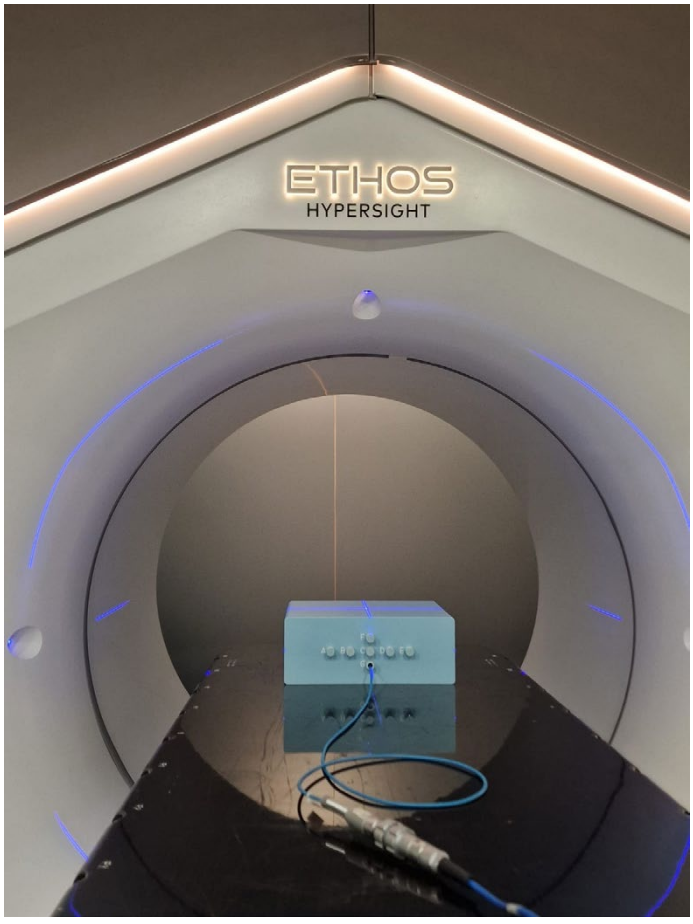
Nombre del TPS	Dosis media			Cobertura del 95 %			Vóxeles aislados
	TPS	M3D	% de dif.	TPS	M3D	% de dif.	
CTV	59.8Gy	60.5Gy	1.09 %	58Gy	58.8Gy	1.25 %	Ninguno
PTV60	60Gy	60.3Gy	0.42 %	58Gy	58.1Gy	0.29 %	Ninguno

Límites del DVH ▲

No se ha encontrado ningún límite del DVH

Gamma 3D ▲

Tasa de aprobación	Criterios	Dosis de referencia	Dosis umbral	Vóxeles del TPS	Vóxeles de M3D
100.0 %	3 % / 3 mm	63.5Gy (Dosis máx.)	6.35Gy	2 mm, 2.5 mm, 2.5 mm	2.5 mm



PLANIFICACIÓN AUTOMÁTICA DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA CON EL PLANIFICADOR MONACO

Alomar Payeras, M. (1); Marí Palacios, A. (1); Sansaloni Florit, F. (1); Font Gelabert, J. C. (1)
(1) Hospital Universitari Son Espases

INTRODUCCIÓN

La arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) se ha convertido en el estándar clínico de tratamiento para los pacientes que reciben radioterapia. Sin embargo, el diseño personalizado de cada tratamiento requiere de un largo proceso de planificación que consume muchos recursos. Algunos centros ya están utilizando herramientas basadas en la inteligencia artificial que permiten reducir la carga de trabajo. Por lo general, estas herramientas son caras y no están disponibles en todos los sistemas de planificación. En este proyecto hemos adaptado la librería de software Pymonaco [1] a la versión 6.1 del planificador Monaco, con el objetivo de crear planes de tratamiento de forma automática.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado un estudio retrospectivo sobre 23 tratamientos de cáncer de próstata (70Gy en 28 fracciones), así como de 23 tratamientos de cáncer de recto con boost integrado (50/45Gy en 25 fracciones). En cada caso se ha generado un plan de forma automática y se ha comparado con el plan clínico con el que se trató al paciente. Los índices dosimétricos se han comparado con la prueba *t* de Student pareada.

RESULTADOS

Los planes de tratamiento realizados con el algoritmo automático cumplen con los criterios de calidad clínicos. Sin embargo, se observan algunas diferencias significativas en los índices dosimétricos. En los tratamientos de recto se observa una mejora de la cobertura (ΔD99% = 0.7Gy) y del índice de conformidad (ΔCI = 0.03) en el PTV de baja dosis (PTV45) para los planes automáticos. En el PTV de alta dosis (PTV50) la cobertura es menor, pero siempre está por encima del 95% de la dosis prescrita. En cuanto a los órganos de riesgo, se reducen las dosis altas en vejiga y recto (D0.5cc, D5%). En los tratamientos de próstata se observa también una disminución de la cobertura, aunque en menor grado (ΔD99% = -0.3Gy). En cambio, hay un incremento de las dosis bajas en recto (ΔV40 = 3.3Gy).

DISCUSIÓN

Las planificaciones automáticas de recto tienen una calidad comparable a las realizadas de forma manual. Se observa una mejora significativa en la cobertura del PTV de baja dosis, así como una menor variabilidad en el índice de conformidad. En cambio, los tratamientos automáticos de próstata obtenidos en este estudio son mejorables. Aunque cumplen con los criterios de calidad, hay un incremento de la dosis en recto (V40%) que no está compensado por una mejora en la cobertura del PTV.

CONCLUSIONES

La planificación automática mediante un sistema autopiloto como Pymonaco es una solución eficaz y de bajo coste para automatizar el proceso de planificación. Los planes obtenidos son aptos para el tratamiento y tienen una calidad comparable a la de los tratamientos optimizados manualmente. Sin embargo, cabe destacar la importancia de contar con un base de datos previa para garantizar que los algoritmos automáticos ofrecen una calidad comparable a la de los tratamientos clínicos realizados hasta el momento.

[1] Ayala R, Ruiz G, Valdivieso T. Automatizing a nonscripting TPS for optimizing clinical workflow and reoptimizing IMRT/VMAT plans. Medical Dosimetry 2019; 40(4); 409-414.

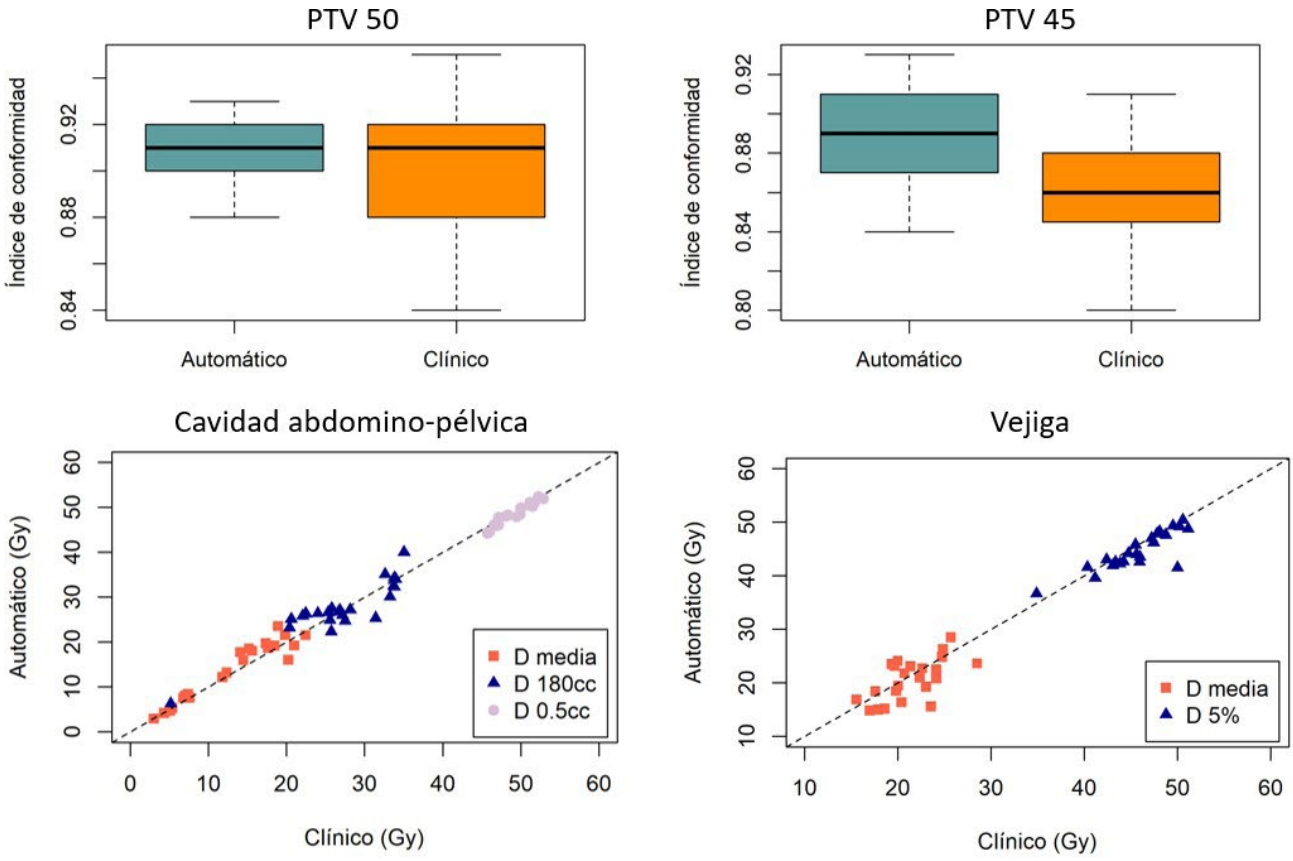


Figura 1: Comparativa entre planes clínicos y planes generados automáticamente en los tratamientos de recto con boost integrado. Índices de conformidad y dosis en órganos de riesgo.

			Automático	Clínico		
Estructura	**Parámetro**	**Unidad**	**Mediana**	**Mediana**	**Dif.**	***p***
PTV	D 99%	(%)	97.1	97.6	-0.4	<0.05
	D 2%	(%)	105.0	104.9	0.1	NS
	CI	-	0.84	0.82	0.0	NS
Vejiga	V 65Gy	(%)	5.0	5.1	0.2	NS
	V 40Gy	(%)	17.2	17.2	-0.2	NS
	D media	(Gy)	18.4	20.2	-1.1	NS
Recto	V 65Gy	(%)	1.9	0.7	0.4	NS
	V 40Gy	(%)	22.8	18.3	3.3	<0.05
	D media	(Gy)	25.5	24.0	0.5	NS
	MU	-	1068	1059	9	NS

Tabla 1: Comparativa entre planes clínicos y planes generados automáticamente en los tratamientos de próstata. Dif. = promedio de la diferencia automático – clínico.

ESTUDIO DEL PARÁMETRO "ARC" EN EL PLANIFICADOR MONACO PARA UN HAZ DE TRATAMIENTO CON TÉCNICA VMAT EN EL CASO DE UNA DOSIMETRÍA DE PULMÓN

Martínez Sánchez, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Sánchez López, R. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Pérez Marcos, P. (1); De La Monja Rey, P. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); García Riñon, D. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCION

En el planificador MONACO de Elekta, el incremento del sector de arco (arc sector size) es un parámetro clave que determina la modulación de la planificación. Un menor incremento mejora la modulación y homogeneidad de la dosis, aunque aumenta el tiempo de cálculo. Un mayor incremento simplifica la planificación y reduce el tiempo de cálculo, pero puede afectar la calidad dosimétrica.

Este estudio evalúa el efecto del incremento del sector de arco en la dosimetría de tratamientos VMAT en el caso específico para una dosimetría de cáncer de pulmón, analizando la cobertura del PTV, la dosis recibida en órganos de riesgo (OARs), y una estimación de la eficiencia del plan mediante la comparación de unidades monitor (MUs) y el tiempo de irradiación (beam-on time).

MATERIAL Y METODOS

Se realizó la planificación dosimétrica de un tratamiento de cáncer de pulmón convencional hipofraccionado (66 Gy 33 fx) utilizando el planificador MONACO 6.1.4. Se generaron varios planes VMAT para un mismo paciente, manteniendo constantes todos los parámetros excepto el incremento del sector de arco, que se varió para evaluar su impacto en la distribución de la dosis.

Se analizaron como parámetros dosimétricos la cobertura del PTV, la dosis media a órganos de riesgo (OARs), las unidades monitor (MUs) y el tiempo de irradiación (beam-on time). Los resultados obtenidos permiten comparar la calidad dosimétrica y la eficiencia de cada configuración de arco.

RESULTADOS

	PTVp	V105%	V100%	V95%	Mus	Optimization Time	Beam Time	Lung L media	Lung R media	Corazon media
Incremento	5	0,74	76,91	98,93	828,76	150,59	139,33	3210,4	711,9	1305
	10	0,98	96,5	99,63	631,22	132,67	133,55	3327	826,1	1369,9
	15	0,78	97,43	99,76	566,87	221,178	140,92	3310,5	806	1331,7
	20	0,66	98,13	99,72	550,59	246,46	140,79	3327,1	845,4	1326,2
	25	0,99	98,03	99,67	519,87	227,93	140,31	3316,8	815,7	1342,4
	30	1,7	97,05	99,67	464,85	221,74	132,64	3331	799	1367,4

DISCUSION

El incremento del sector de arco en la dosimetría VMAT para cáncer de pulmón muestra una cobertura del PTV (V95%) elevada en todos los casos, superando el 98.9%. No obstante, se observa un incremento en la sobre dosificación (V105%) con valores más altos del incremento del arco, alcanzando el 1.7% para un incremento de 30°, lo que podría implicar un mayor riesgo de toxicidad en tejidos adyacentes.

En cuanto a la eficiencia del plan, se aprecia una reducción significativa en las unidades monitor (MUs), disminuyendo de 828.76 con un incremento de 5° a 464.85 con 30°, lo que refleja una mayor eficiencia en la administración de la dosis. De forma paralela, el tiempo de irradiación (beam-on time) se reduce ligeramente, alcanzando su valor más bajo en el incremento de 30° (132.64 s), lo que puede mejorar la eficiencia clínica.

Por otro lado, la dosis media en órganos de riesgo (OARs), como los pulmones y el corazón, se mantiene estable en todos los escenarios, sin diferencias significativas desde el punto de vista clínico. Esto sugiere que la variación en el incremento del arco no compromete la seguridad en la protección de estos órganos.

CONCLUSIONES

Considerando el balance entre la eficiencia del cálculo y la calidad dosimétrica, el incremento de 10° parece ser la opción más equilibrada. Este valor ofrece una excelente cobertura del PTV (V95% = 99.63%) y una baja sobre dosificación (V105%= 0.98%), con una reducción significativa en las unidades monitor (MUs = 631.22) y tiempos de irradiación aceptables (133.55 s).

ESTUDIO SOBRE LA DOSIMETRÍA DE UNA SBRT DE PULMÓN DEL ERROR DE POSICIONAMIENTO EN ARCOS NO COPLANARES

Martínez Sánchez, M. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. (1); García Riñon, D. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Sánchez López, R. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Pérez Marcos, P. (1); De La Monja Rey, P. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCION

La radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) para cáncer de pulmón ha demostrado ser una modalidad altamente eficaz para el control tumoral en lesiones pulmonares localizadas. La utilización de arcos no coplanares en SBRT ofrece ventajas significativas, como una mejor conformación de la dosis al volumen tumoral objetivo (PTV) y una reducción de la exposición a órganos de riesgo adyacentes.

Sin embargo, la complejidad en la geometría de los arcos no coplanares introduce una mayor sensibilidad a los errores de posicionamiento del paciente. Estos errores pueden tener implicaciones dosimétricas relevantes.

En esta comunicación, se analiza de una manera sencilla las implicaciones dosimétricas de los errores de posicionamiento sobre los arcos no coplanares.

MATERIAL Y METODOS

Para una dosimetría de SBRT de pulmón realizada con el planificador Monaco 5.51 de Elekta, se utilizó una configuración de tres arcos, de los cuales dos son no coplanares con ángulos de mesa de 10° y 350°. Con el objetivo de simular errores de posicionamiento asociados al giro de la mesa, se introdujeron desplazamientos del isocentro en estos arcos y se recalcularon las dosis.

Se evaluaron varios escenarios:

Se aplicaron desplazamientos de hasta ±1 mm en las direcciones lateral y craneocaudal en ambos arcos en la misma dirección y dos casos con los desplazamientos en direcciones opuestas, representando el máximo error esperado en el posicionamiento del isocentro durante la rotación de la mesa.

Se realizaron desplazamientos de -0,6 mm y -0,8 mm, correspondientes a la media de los errores de desplazamiento obtenidos en las pruebas de control de calidad (QA) mensuales para verificar la constancia de la posición del isocentro con el giro de la mesa.

Se evalúa el porcentaje de casos que mantienen la conformidad con los parámetros dosimétricos de la planificación original (Dmax en los OARS cercanos, y D2% y D95% en el CTV) así como el porcentaje de casos en los que se observa un empeoramiento de dichos parámetros. Este análisis permite realizar una evaluación sencilla y directa de la robustez del tratamiento frente a posibles errores de posicionamiento.

RESULTADOS

			original	(1,0)	(0,1)	(1,1)	(-1,0)	(0,-1)	(-1,-1)	(-0,6,-0,8)	(-1,-0,4)	Extremo	Extremo2	Cumplen?
CTV	>95 %	V60 Gy %	86,82	83,62	84,29	82,39	86,82	85,51	87,49	86,19	87,68	84,46	85,87	100%
	>95%	V57 Gy %	98,74	98,34	98,39	97,96	99,08	99,01	99,21	99,04	99,2	98,33	99,17	100%
	<64.2 Gy	D2%	64,13	63,73	63,91	63,65	64,03	63,84	63,96	63,98	64,06	63,46	64,23	87,50%
heart	54	Dmax	53,86	53,57	54,37	54,41	53,89	55,18	55,27	55,08	54,12	53,71	54,98	37,50%
traqua	54	Dmax	53,95	53,75	52,89	52,69	54,27	54,98	55,13	55,2	54,55	53,97	54,07	50%
Vasos	60	Dmax	59,59	59,48	59,67	59,51	59,65	59,88	60,46	59,84	60,02	59,79	59,82	87,50%

DISCUSION

El análisis de robustez muestra una alta estabilidad en la cobertura del CTV, con un 100% de cumplimiento para V60 Gy % y V57 Gy %, lo que garantiza la eficacia del tratamiento pese a pequeños errores de posicionamiento.

Sin embargo, la dosis máxima (Dmax) en órganos de riesgo presenta mayor sensibilidad. El corazón (37,5% de cumplimiento) y la tráquea (50%) muestran incrementos de dosis en desplazamientos extremos, mientras que los grandes vasos son más robustos (87,5% de cumplimiento).

Los desplazamientos menores (-0,6 y -0,8 mm), tienen un impacto limitado, mientras que combinaciones extremas afectan significativamente la dosimetría.

CONCLUSIONES

El tratamiento es robusto para el CTV, pero requiere un control preciso del posicionamiento para minimizar la toxicidad en órganos críticos. Se destaca la importancia de los sistemas de verificación de posicionamiento intrafracción, que permiten detectar y corregir desplazamientos durante la sesión de tratamiento, mejorando la precisión y reduciendo el riesgo de toxicidad en órganos críticos.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA UNITY IMRT VS LINAC VMAT

Martínez Sánchez, M. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Garcia Riñon, D. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Sánchez López, R. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Pérez Marcos, P. (1); De La Monja Rey, P. (1); Navarro Domenech, I. (1); Moreno Fuentes, B. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCION

La ausencia de la técnica VMAT en el acelerador UNITY podría considerarse, a priori, una limitación en comparación con otros aceleradores como el Versa. Sin embargo, la experiencia clínica y los estudios dosimétricos demuestran que esta percepción no se traduce en una desventaja real.

Las planificaciones realizadas con IMRT en el UNITY ofrecen buenos resultados, con una excelente conformación de la dosis al volumen tumoral objetivo (PTV) y una adecuada protección de órganos de riesgo. Esto se debe a la precisión en la entrega de dosis y a la capacidad de adaptación diaria que proporciona la tecnología MR-Linac.

En esta comunicación, se comparan las planificaciones dosimétricas obtenidas mediante IMRT en UNITY con aquellas realizadas con VMAT en un linac convencional, destacando la equivalencia en la calidad dosimétrica y subrayando que la ausencia de VMAT en UNITY no compromete la eficacia ni la seguridad del tratamiento radioterápico.

MATERIAL Y METODOS

Se realizó un estudio comparativo de planificaciones dosimétricas utilizando el planificador MONACO 5.51. La planificación original, con la que se trataron los pacientes en el acelerador UNITY, se basó en una técnica IMRT con 7-9 haces distribuidos cada 20-30° entre 180° y 20° en el lado derecho del paciente. El cálculo de la dosis se realizó con una rejilla de 0.2 mm, una incertidumbre estadística del 1% (dosis en medio), utilizando el algoritmo GPUMCD de Elekta, que considera los efectos del campo magnético.

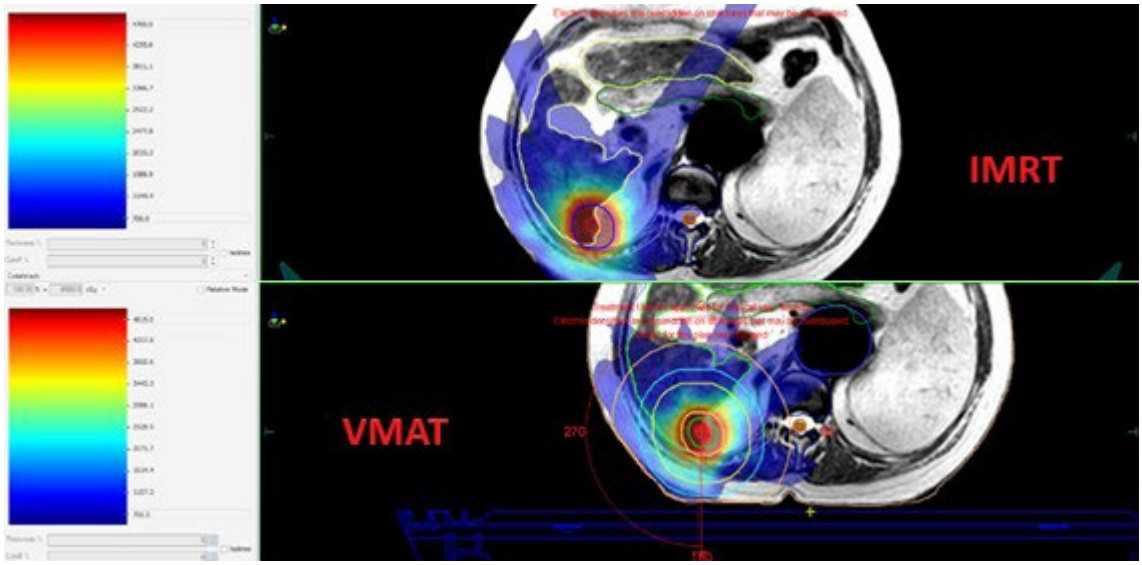
La dosis se prescribió para que el 100% cubriera al menos el 95% del PTV. Se incluyeron 5 pacientes tratados con 45 Gy en 3 fraccionen, limitando la dosis máxima a 2 cm del PTV al 50% de la prescripción y preservando el mayor volumen posible de hígado sano.

Posteriormente, se generaron planes VMAT para un Elekta Versa con dos arcos (180°-20°), manteniendo la misma rejilla de cálculo y criterios de incertidumbre. Los resultados se compararon con los planes IMRT clínicos para evaluar cobertura del PTV, protección de órganos de riesgo y eficiencia del tratamiento.

RESULTADOS

IMRT													
$V_{T,pr}$	V_T	$D_{2\%}$	$D_{98\%}$	$D_{50\%}$	V_{pr}	$V_{50\%,pr}$	CI	HI	CN	GI	Ratio 50%	Ttto	$D_{700cc,cavity}$
23,908	25,208	4888,7	4441,1	4712,60	25,16	133,88	0,95	0,09	0,90	5,32	5,31	474,33	89,80
24,431	25,716	4856	4453,5	4723,90	25,86	127,85	0,95	0,09	0,90	4,94	4,97	306,70	141,80
53,453	56,268	4913,5	4394,2	4760,00	58,61	246,07	0,95	0,11	0,87	4,20	4,37	584,93	897,70
66,728	70,242	4851,1	4413,9	4739,20	69,97	281,51	0,95	0,09	0,91	4,02	4,01	667,15	168,10
41,882	44,08	4835,8	4459,8	4702,50	42,90	213,61	0,95	0,08	0,93	4,98	4,85	765,36	74,90

VMAT													
$V_{T,pr}$	V_T	$D_{2\%}$	$D_{98\%}$	$D_{50\%}$	V_{pr}	$V_{50\%,pr}$	CI	HI	CN	GI	Ratio 50%	Ttto	$D_{700cc,cavity}$
23,84	25,21	4859,90	4418,30	4757,40	25,11	115,25	0,95	0,09	0,90	4,59	4,57	377,68	60,50
24,45	25,74	4714,10	4469,90	4622,00	25,79	137,16	0,95	0,05	0,90	5,32	5,33	317,93	143,30
53,48	56,30	4811,10	4452,80	4657,00	56,99	241,37	0,95	0,08	0,89	4,24	4,29	353,07	700,60
66,28	69,76	4789,80	4431,20	4688,30	68,76	250,68	0,95	0,08	0,92	3,65	3,59	394,00	119,00
42,02	44,23	4983,80	4472,00	4635,70	43,45	213,12	0,95	0,11	0,92	4,90	4,82	322,74	43,90



DISCUSION

La comparación entre los planes IMRT en UNITY y los planes VMAT demuestra que la ausencia de VMAT en UNITY no representa una desventaja dosimétrica ni clínica.

IMRT en UNITY ofrece una excelente cobertura del PTV, con un índice de conformidad (CI = 0.95) y homogeneidad (HI) estables, asegurando una distribución de dosis precisa y uniforme. Además, mantiene un control robusto de la dosis máxima (D2%) y mínima (D98%), garantizando la eficacia del tratamiento sin comprometer la seguridad de los órganos de riesgo.

Si bien VMAT muestra ventajas en tiempos de tratamiento más cortos y una ligera reducción de dosis en órganos de riesgo, IMRT en UNITY ofrece resultados dosimétricos comparables. El uso del algoritmo GPUMCD optimiza la distribución de la dosis, considerando los efectos del campo magnético, lo que refuerza la precisión del tratamiento.

CONCLUSIONES

IMRT en UNITY es una técnica eficaz, capaz de ofrecer resultados equivalentes a VMAT, demostrando que su uso no supone una limitación en la práctica clínica.

ESTUDIO DE UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA HOLOCRANEAL CON PRESERVACIÓN DEL HIPOCAMPO Y BOOST FOCALIZADO SOBRE LAS LESIONES MACROSCÓPICAS VISIBLES. COMPARATIVA DE LA DOSIMETRÍA ENTRE VMAT Y TOMOTERAPIA

Martínez Sánchez, M. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); La Rosa De Los Ríos, A. (1); García Riñon, D. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Sánchez López, R. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Perez Marcos, P. (1); De La Monja Rey, P. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCION

La leucemia mieloide aguda (LMA) con progresión al sistema nervioso central (SNC) en forma de sarcoma mieloide representa un desafío clínico debido a su agresividad y la complejidad de su manejo. En estos casos, la radioterapia (RT) juega un papel crucial para el control local de la enfermedad, especialmente cuando existen múltiples lesiones visibles en el SNC.

Se presenta el caso de un paciente con LMA y progresión cerebral en forma de sarcoma mieloide, para el cual se planteó un tratamiento de radioterapia holocraneal extendido hasta C2, con preservación del hipocampo para minimizar el impacto neurocognitivo. Además, se planificó un *boost* focalizado sobre las lesiones macroscópicas visibles para intensificar la dosis en las áreas de mayor carga tumoral.

El objetivo de este estudio es comparar la dosimetría obtenida mediante tomoterapia y VMAT, evaluando parámetros como la cobertura tumoral, la protección de órganos de riesgo, la homogeneidad de la dosis y la eficiencia del tratamiento, con el fin de identificar la técnica más adecuada para este contexto clínico complejo.

MATERIAL Y METODOS

Se planificó el tratamiento de radioterapia para un paciente con LMA y sarcoma mieloide en SNC, comparando tomoterapia y VMAT usando el planificador MONACO de Elekta.

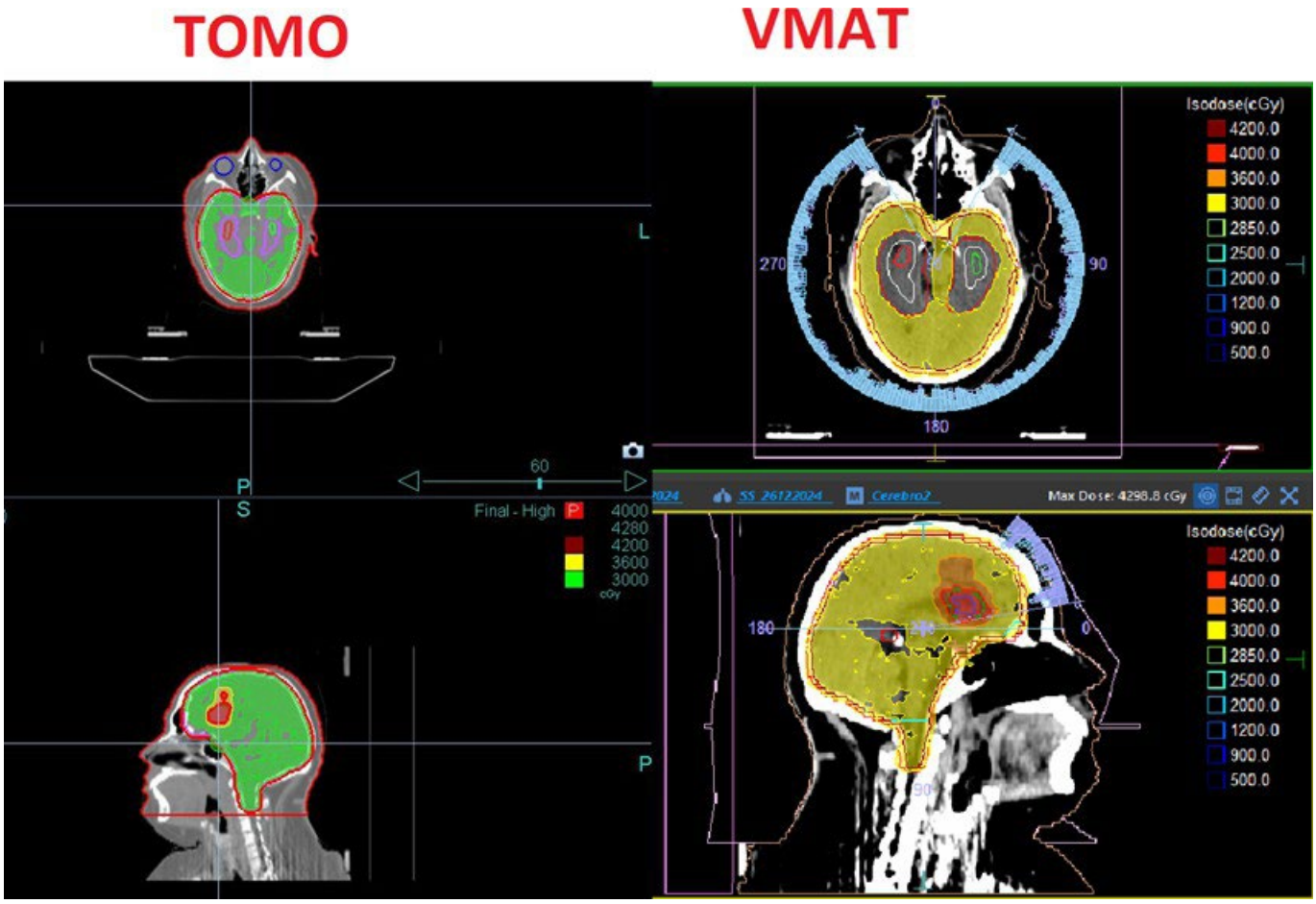
La prescripción fue de 30 Gy en 10 fracciones al holocráneo hasta C2, con preservación del hipocampo, y un boost de 40 Gy en 10 fracciones a lesiones visibles.

Se priorizó la protección de órganos de riesgo (cristalinos, quiasma óptico, nervios ópticos e hipocampo), optimizando la cobertura del PTV y manteniendo la dosis dentro de límites de seguridad.

Se compararon parámetros dosimétricos como la cobertura del PTV, homogeneidad y protección de OARs para evaluar la eficacia de cada técnica.

RESULTADOS

PTV	V95		V100		V105%	
	TOMO	VMAT	TOMO	VMAT	TOMO	VMAT
PTVhc 30 Gy	95,2	95,38	81,5	89,16	10	20,56
PTV 40 Gy corpus callosum	100	100	94,4	95,36	0	1,23
PTV 40 Gy cerebellus L	100	100	99,9	99,85	0	0,27
PTV 40 Gy Front L	100	100	99	96,07	0	2,8
OAR	Dmax		V9 Gy			
	TOMO	VMAT	TOMO	VMAT		
Hipocampo R	1650	1703	77.2	100		
Hipocampo L	1750	1640	77.2	100		
Lens R	351	728				
Lens L	336	753				
Chiasm	3283	3199				
NOD	3151	3287				
NOI	3023	3147				



DISCUSIÓN

La comparación dosimétrica entre tomoterapia y VMAT muestra diferencias relevantes en la cobertura del PTV y la protección de órganos de riesgo (OARs).

Para el PTV, ambos planes logran una excelente cobertura, con valores de V95% cercanos al 100%. VMAT muestra una ligera mejora en la cobertura V100% para el PTV holocraneal (89,16% vs. 81,5% en tomoterapia) y un mayor volumen de sobre dosificación (V105%) en comparación con tomoterapia (20,56% vs. 10%), lo que podría aumentar el riesgo de toxicidad en tejidos sanos.

En cuanto a los OARs, tomoterapia ofrece una mejor protección de las lentes, con dosis máximas significativamente menores (351 cGy y 336 cGy en tomoterapia frente a 728 cGy y 753 cGy en VMAT). Tomoterapia también preserva mejor la dosis baja al hipocampo (V9 Gy = 100% en VMAT frente al 77,2% en tomoterapia), lo que podría afectar la preservación neurocognitiva.

CONCLUSIONES

tomoterapia muestra una mejor homogeneidad y menor sobre dosificación, mientras que VMAT ofrece una mayor cobertura del PTV, pero con un compromiso en la dosis a ciertos OARs.

COMPARACIÓN ENTRE LA OPTIMIZACIÓN CONSTRAINED Y PARETO PARA SBRT DE PRÓSTATA EN EL MR-LINAC UNITY

Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Navarro Domenech, I. (1); Moreno Fuentes, B. (1); García Riñon, D. (1); Barroso Miranda, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Sánchez López, R. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Pérez Marcos, P. (1); De La Monja Rey, P. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

El flujo de tratamiento en un MR-Linac presenta una gran complejidad ya que se realiza una planificación adaptada a la imagen de resonancia magnética (MRI) obtenida en cada sesión del tratamiento. Las etapas en este flujo incluyen: adquisición de imagen MRI, fusión de la imágenes de cada sesión y de simulación, contorneo de los órganos de riesgo (OARs) y del volumen de planificación (PTV), y planificación sobre las nuevas imágenes MRI. Estas etapas adicionales incrementan el tiempo de tratamiento de forma significativa, llegando en algunos casos a una hora. Es por ello que, es crucial optimizar el tiempo en las diferentes etapas del flujo. En este trabajo se estudiará el impacto en el tiempo de optimización y en la dosimetría por el método de optimización, Constrained o Pareto, en Monaco para tratamientos de SBRT de prostata.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se estudiaron cinco casos de pacientes de SBRT de próstata (36.25 Gy en 5 sesiones) utilizando el planificador Elekta Monaco (v.5.51.11). Para cada paciente se generaron dos planificaciones independientes con cada método de optimización, Constrained o Pareto. En ambos casos, se mantuvieron las mismas funciones de coste, geometría de campos y las opciones de los segmentos.

Los parámetros dosimétricos analizados incluyeron la cobertura del PTV (V95%, V100%, V105%), la dosis media en recto y vejiga, y la dosis máxima en uretra. Se evaluó también el tiempo de optimización y la complejidad del plan mediante las unidades monitor (UM).

RESULTADOS

Paciente	UM	Tiempo optimización	D_{max} uretra	D_{med} vejiga	D_{med} recto	V95% PTV	V100% PTV	V105% PTV
1	0.13%	26.93%	0.18%	0.58%	-0.52%	0.53%	3.74%	17.14%
2	-1.09%	93.76%	-0.25%	4.21%	1.88%	0.53%	1.63%	33.33%
3	-0.57%	60.01%	-0.28%	0.78%	0.43%	-0.25%	0.34%	-31.25%
4	1.49%	4.90%	-0.42%	-6.04%	-2.00%	0.12%	0.92%	1.10%
5	-1.41%	-0.34%	0.52%	-0.20%	-1.33%	0.43%	-0.28%	-9.09%

Tabla 1. Diferencias relativas entre el plan con optimización Constrained y Pareto para diferentes parámetros de la optimización y dosimétricos.

Los resultados de la comparación entre una optimización Pareto y Constrained muestran que, en la mayoría de los casos estudiados, los tiempos de optimización eran superiores en el segundo caso. En algunos casos, estos valores eran incluso el doble. A pesar de estas importantes diferencias en el tiempo de optimización, la comparativa en los parámetros dosimétricos de OARS no mostraron desviaciones significativas. Las diferencias de los órganos de riesgo principales mostraron diferencias inferiores al 5%, no siendo concluyente sobre el método de optimización con mejores resultados dosimétricos en este sentido.

En cuanto a la cobertura del PTV, se obtuvieron resultados similares en ambos casos para los parámetros V95% y V100%.

Los máximos del PTV fueron más significativos en la optimización Constrained, de lo que se deduce que, se obtienen dosis más homogéneas en PTV en la optimización Pareto.

Por último, en las planificaciones con mayor complejidad para el cumplimiento de los criterios dosimétricos entre OARs y PTV (pacientes 4 y 5), tanto los tiempos de optimización como los resultados dosimétricos fueron similares en ambos métodos.

CONCLUSIONES

Ambos enfoques permiten obtener planes clínicamente aceptables para SBRT de próstata en un MR-Linac. La optimización Pareto ofrece ventajas en la homogeneidad de la dosis y en los tiempos de optimización, especialmente importante para la optimización del tiempo de planificación en las sucesivas sesiones de tratamiento. Sin embargo, en las planificaciones con una mayor complejidad, los tiempos de optimización fueron parecidos, lo que sugiere que en estos casos se podrían lograr mejores dosimetrías con un método Constrained.

ESTIMACION DEL MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN Y DEL MARGEN CTV-PTV EN UNA TÉCNICA DE SBRT DE PRÓSTATA

Ariza Jimenez, M. A. (1); García Cabezas, S. (1); Palacios Eito, A. (1)
(1) Hospital Reina Sofia

INTRODUCCIÓN

Desde el ensayo PACE B, se ha extendido y ganado confianza en la técnica SBRT para el tratamiento del cáncer de próstata. Esto lleva implícita la reducción del margen CTV-PTV en el rango de 3 a 5mm. Tal reducción viene justificada por la utilización de RM en el proceso de simulación, la práctica de IGRT diaria y/o el control del movimiento intra-fracción. Esto último requiere el uso de equipamiento/técnicas extra que pueden suponer un gran consumo de tiempo. En este trabajo se presenta una técnica que como alternativa se centra en reducir el tiempo de tratamiento. Además se hace una estimación de los márgenes CTV-PTV que serían adecuados para garantizar la cobertura dosimétrica

MATERIAL Y MÉTODOS

Se determina el movimiento intra-fracción en 6 pacientes con ca. de próstata tratados en 5 fracciones de 7.25 Gy, energia 6 MV sin filtro aplanador, en un acelerador VERSA HD (Elekta Medical, Estocolmo), mediante sendos CBCT pre- y pos-tratamiento con el sistema XVI™ (Elekta Medical, Estocolmo). La tasa media es de 1500 UM/min y el tiempo medio de tratamiento 1.27 min (rango 1.1min-1.5 min). Se efectúa registro doble: 1) a hueso en una región cuboide que incluye sacro y sínfisis del púbis y excluye cabezas femorales y 2) a valores grises en una región creada con expansión de 0.5 cm del CTV. La diferencia entre ambos da el posicionamiento neto de la próstata. El análisis de los errores sistemáticos y aleatorios de los 2 conjuntos de imágenes, $/Sigma$, $/sigma$ supone una sobreestimación del error intrafracción que puede corregirse con el factor 1/$/sqrt2$ Debido al reducido tamaño de la muestra, en la determinación de los errores poblacionales se ha usado el rango de datos en lugar de la desviación stándard. Para el cálculo de márgenes se sigue la fórmula de van Herk et al.

RESULTADOS

Los errores en mm en las direcciones derecha-izquierda (LAT), superior-inferior (LONG), anterior-posterior (VERT) y los márgenes CTV-PTV se recogen en la siguiente tabla

	LAT	LONG	VERT
Σdif.	0,2	0,7	1,1
σdif.	0,3	1,5	2,3
margen CTV-PTV	0,6	2,8	4,5

DISCUSIÓN

La dirección LAT presenta un error menor que LONG y VERT. La componente aleatoria es mayor que la sistemática en todas las direcciones Comparados con otras publicaciones en la dirección VERT los datos resultan ligeramente mayores, lo que podría indicarnos una sobreestimación en este método. Se necesita mayor tamaño muestral para confirmar; restaría considerar otros errores (delineación, registro, etc) aunque presumiblemente serían muy inferiores al movimiento prostático

CONCLUSIONES

- A pesar de la posible sobreestimación, resultan márgenes CTV-PTV inferiores a 5mm, lo que estaría dentro de las recomendaciones del ensayo PACE B
- Se puede prescindir de la gestión del movimiento intrafracción si el tiempo de tratamiento es menor de 1.5 min

REFERENCIAS

1 Panizza et al. Cancers 2024, 16, 13

2 Curtis, W., et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2013. 85(3): p. 700-6.

3 *Tudor GSJ. et al. Geometric Uncertainties in Daily Online IGRT. DOI: 10.1259/geo-unc-igrt*

4 van Herk et al. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2000. 47(4):1121–1135

REDUCCIÓN DE ERROR DE POSICIONAMIENTO EN LA LOCALIZACIÓN DE MAMA, CON UN SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT)

Ariza Jimenez, M. A. (1); Espinosa, M. (1)
(1) Hospital Reina Sofia

INTRODUCCIÓN

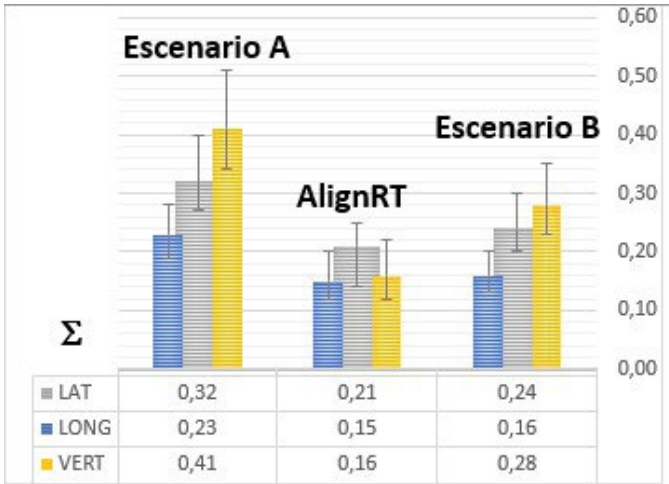
Los sitemas de guiado del tratamiento por la superficie (SGRT), están emergiendo como alternativa al posicionamiento mediante tatuajes y en algunos casos pueden constituir potencialmente la eliminación o reducción de las imágenes de verifiación que emplean radiaciones ionizantes. Una de las localizaciones de mayor interés es la mama. En nuestro hospital se ha puesto en marcha el sistema *AlignrtTM de* VisionRT. Se planteó hacer un estudio poblacional de los errores de posicionamiento, evaluados mediante CBCT para compararlo con 2 escenarios: A) posicionamiento por tatuajes sin corrección por imagen y B) posicionamiento con tatuajes y corrección off-line tras las 3 primeras sesiones (protocolo NAL3). En el primer caso se evalúa la reducción del error poblacional por el sistema usado como herramienta de posicionado y en el segundo la posibilidad de reducir el número de imágenes-CBCT

MATERIAL Y MÉTODOS

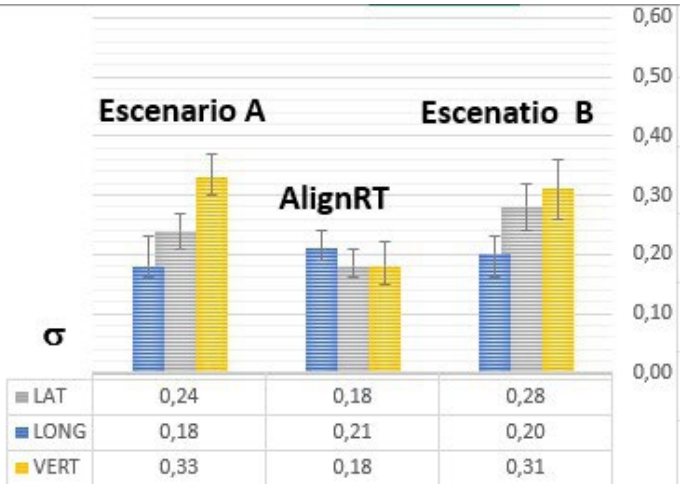
A 50 pacientes con ca. de mama tratados con RTC3D en un acelerador VERSA HD™ (Elekta Medical S.A) y posicionados mediante sistema AlignRT™ se determinan los errores de posicionamiento por comparación de CBCT (sistema XVI™ ,Elekta Medicl SA) con CT de simulación. Se usa registro de valores grises en cuboide generado lateralmente a partir del esternón, posteriormente hasta borde de parrilla costal y logitudinalmente hasta clavícula; es importante que la región de interés (ROI) se aproxime a la ROI del sistema SGRT, establecido según recomendaciones del fabricante. Se combinan 2 esquemas de tratamiento: 5f de 5.2 Gy/f (6Gy al boost) y 15f de 2.67Gy (3.2Gy al boost); el número de fracciones con imagen es 5, independientemente del esquema de fraccionamieno. Se hace el análisis de errores desglosando en error sistemático $/Sigma$ y aleatorio $/sigma$, y se compara con errores poblaciones determinados previamente (escenarios A y B) también con muestras de 50 pacientes, lo que se considera suficiente para hacer inferencia estadística

RESULTADOS

Se presentan los errores junto con sus intevalos de confianza en las direcciones derecha-izquierda (LAT), superior-inferior (LONG) y anteror-posterior (VERT) en cm



Σ	Escenario A	AlignRT	Escenario B
LAT	0,32	0,21	0,24
LONG	0,23	0,15	0,16
VERT	0,41	0,16	0,28



σ	Escenario A	AlignRT	Escenatio B
LAT	0,24	0,18	0,28
LONG	0,18	0,21	0,20
VERT	0,33	0,18	0,31

DISCUSIÓN

La reducción de la componente sistemática es estadístivamente significativa en las tres direcciones. Comparado con el escenario B, hay también reducción estadísticamente significativa en la dirección VERT. La componente aleatoria se reduce en comparación con los 2 escenarios, salvo en la dirección LONG.

CONCLUSIONES

En la localización de la mama, la introducción del sistema AlignRT supone una reducción considerable del error de posicionamiento en todas las direcciones y en la dirección VERT, mayor incluso que corrigiendo por CBCT en las primeras sesiones de tratamiento, lo que nos puede conducir a un escenario de disminución de imágenes CBCT . Esto supondría una disminución de exposición de las pacientes a las radiaciones ionizantes. Dado el carácter profiláctico de la irradiación de la glandula mamaria, cualquier disminución de la exposición a la radiación debería ser bien acogido+a en los servicios de radioterapia

REGISTRO DE INCIDENCIAS EN UN SERVICIO DE RADIOTERAPIA

Macías Castillo, M. J. (1); Rodriguez Alarcón, C. (1); Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Márquez Pavo, L. (1); Pons Polo, G. (1); Baena Porras, M. (1); Roberto Domínguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

OBJETIVOS

Explicar la implementación de un registro de incidencias en radioterpia. Aplicación de medidas para solventar los sucesos.

INTRODUCCIÓN

Un Programa de Seguridad en Radioterapia está diseñado para prevenir errores, mitigar riesgos y garantizar la seguridad de los pacientes, el personal y el medio durante el proceso terapéutico. Para ello, el primer paso es conocer y recopilarlos que se están cometiendo en un servicio de radioterapia y consensuar medidas para que no vuelvan a ocurrir.

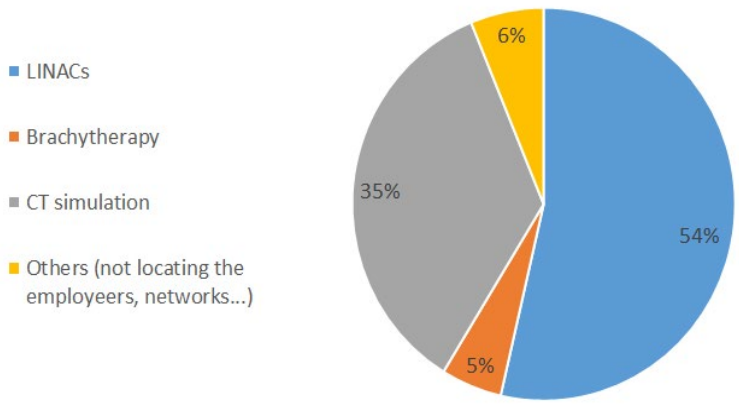
METODOLOGÍA

Se pone a disposición de todo trabajador un código QR para que, desde cualquier teléfono móvil, de manera anónima y con 5 preguntas de breve respuesta, explique y califique el cuasi-suceso o suceso ocurrido, así como se dé una propuesta de mejora.

Semanalmente un equipo multidisciplinar trabajador del propio servicio se reúne para analizar individualmente todas las incidencias y pone medios para que no vuelva a cometerse.

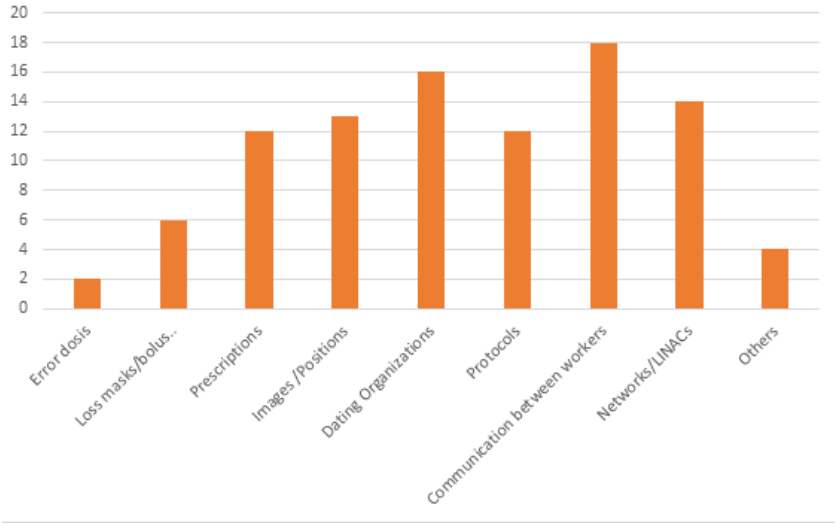
RESULTADOS

Tras un año de registro se han recopilado un total de 94 incidencias repartidas de la siguiente manera:



En los aceleradores lineales se produjeron el 52% de los sucesos y un 36% en el TC de simulación:

Las principales medidas llevadas a cabo para mejorar han sido:



Creación de listas de verificaciones de pasos a seguir en el TC de simulación. Más tiempo para preparar los inicios de los tratamientos de los pacientes.

Limitar el número de pacientes citados en el TC de simulación para una correcta preparación. Facilitar la comunicación entre los trabajodres y disminuir el miedo a expresar los errores cometidos. Mayor organización de los inmovilizadores y toda herramienta necesaria en los tratamientos.

CONCLUSIONES

La mayoría de las incidencias (el 99.3%) han podido ser evitadas por tratarse por un error humano. En los últimos meses se está notando que los errores se repiten menos.

ANÁLISIS DE LA MODULACIÓN DE LOS PLANES EN MONACO Y PROPUESTA DE FLUJO DE TRABAJO

Trinidad Fernández, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Pons Polo, G. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Márquez Pavo, L. (1); Baena Porras, M. (1); Rodríguez Alarcón, C. (1); Roberto Domínguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

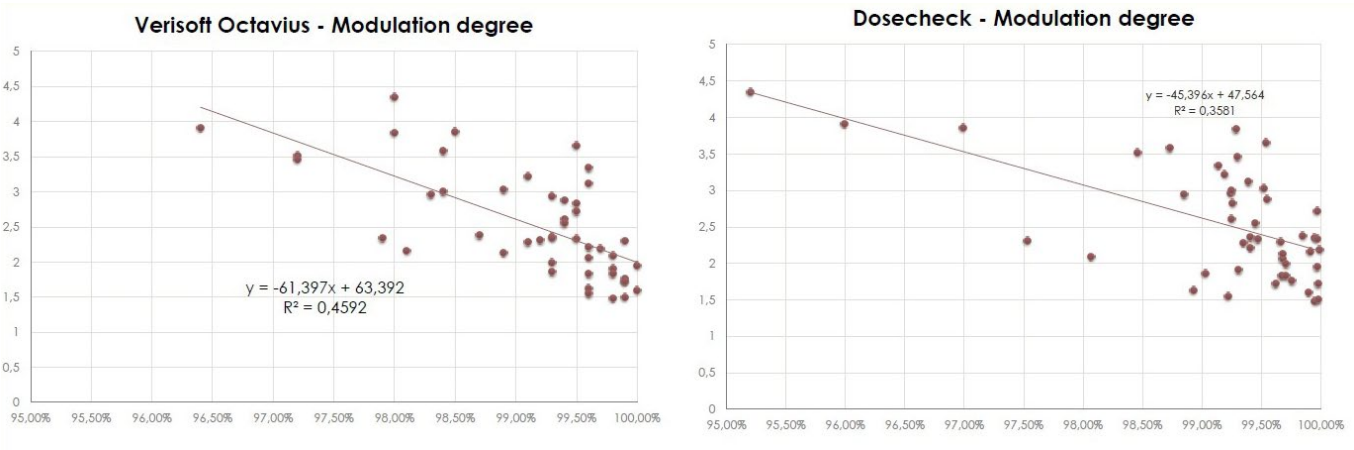
INTRODUCCIÓN

La complejidad de los planes de tratamiento de radioterapia es determinante en cuanto a la calidad y seguridad del paciente. Hay diversos parámetros que se han propuesto en la bibliografía para evaluar esta complejidad. Este análisis consiste en relacionar el parámetro “modulation degree” proporcionado por el TPS MOANCO con la calidad de los planes y establece un flujo de trabajo para decidir si un plan requiere mediciones adicionales

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluaron 48 planes de tratamiento utilizando el grado de modulación y su relación con el índice gamma. Los datos fueron analizados con gráficos de dispersión y regresión lineal. Se propuso un flujo de trabajo basado en categorías de modulación (<2, 2-3, 3-4, >4) para determinar la necesidad de verificación adiciona.

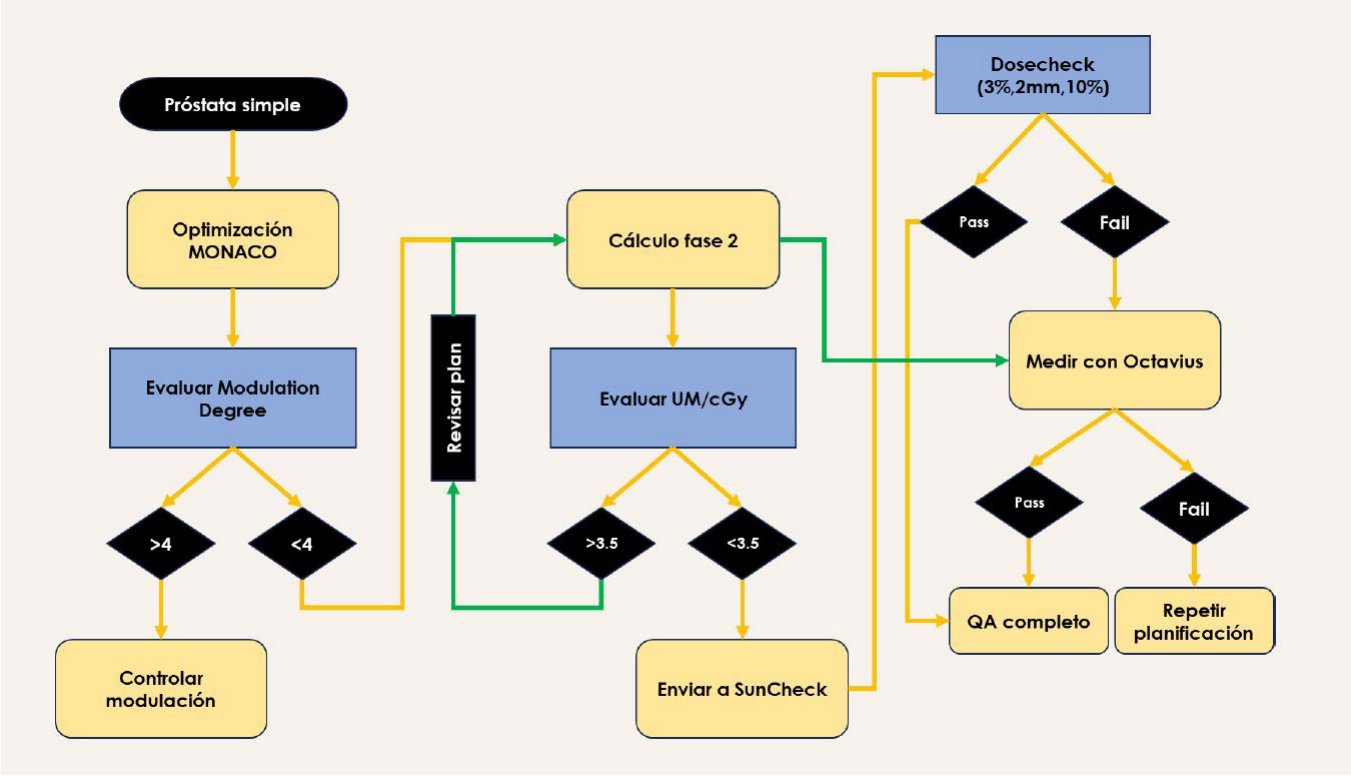
El modulation degree se define como: Mod degree = (UM_i)/(A_i·UM_i/A_total)



RESULTADOS

Los planes con un grado de modulación inferior a 3 mostraron índices gamma superiores al 99.5%, lo que refleja una alta calidad en estos casos. Por otro lado, los valores gamma más bajos se observaron en planes con modulaciones >4, indicando mayor complejidad.

El flujo de trabajo comienza con la clasificación de los planes según su grado de modulación. Para aquellos con modulación >4, se recomienda realizar mediciones adicionales mediante herramientas específicas, mientras que los planes con valores inferiores a este umbral solo requieren verificaciones estándar. Este enfoque asegura un control de calidad eficiente, ajustando los recursos al nivel de complejidad del plan.



DISCUSIÓN

Se ha comprobado que el grado de modulación es un parámetro adecuado para evaluar la complejidad del plan, verificando la relación existente entre este parámetro y el valor del índice gamma (medido en matriz o calculado con DOSECHECK). Los resultados muestran que valores más altos de este parámetro están en consonancia con una mayor dificultad técnica en los planes, lo que se refleja en índices gamma más bajos. En tratamientos con VMAT, donde el haz se modula de manera continua para ajustarse

a la forma del tumor, el "modulation degree" demuestra ser especialmente útil para predecir la calidad del plan y determinar la necesidad de mediciones adicionales.

CONCLUSIONES

El parámetro "modulation degree" es una herramienta eficaz para evaluar la complejidad de los planes y decidir si es necesaria su medición. Este enfoque mejora la eficiencia del control de calidad y asegura un tratamiento seguro y efectivo para los pacientes.

OBTENCIÓN DE LÍMITES DE ACCIÓN Y USO DEL SOFTWARE SUNCHECK COMO CÁLCULO ALTERNATIVO EN PLANES DE PRÓSTATA

Trinidad Fernández, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Pons Polo, G. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Márquez Pavo, L. (1); Baena Porras, M. (1); Carbajo Chavez, J. C. (1); Rodríguez Alarcón, C. (1); Roberto Domínguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

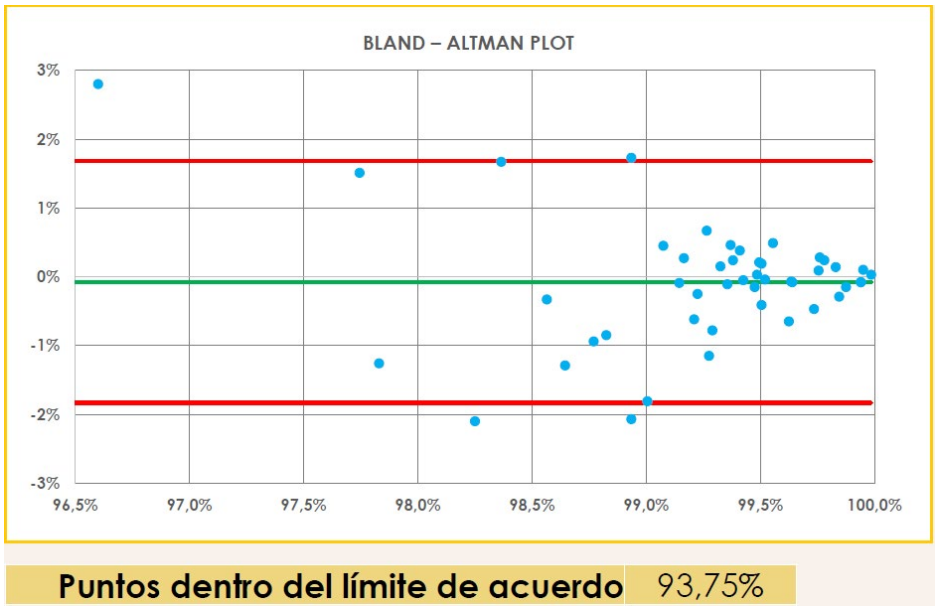
Este estudio evalúa la viabilidad de la herramienta DOSECHECK del software SUNCHECK para la verificación alternativa de los planes de tratamiento de próstata sin pelvis. Para ello, se establecen los límites de acción y las tolerancias con el objetivo de estandarizar el control de calidad de los planes de tratamiento en nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron 48 planes de tratamiento, planificados con MONACO de próstata sin afectación pélvica. Los planes fueron calculados con DOSECHECK y evaluados mediante índices gamma (3%, 2 mm) con umbrales del 10% y 50%. Además, se midieron los planes utilizando una matriz de detectores para calcular también el índice gamma. Ambos métodos (medición directa y cálculo alternativo) fueron comparados para evaluar la dispersión y consistencia de los resultados. Finalmente, se determinaron los límites de tolerancia y acción con base en medias y desviaciones estándar.

RESULTADOS

Se ha seguido el procedimiento descrito en el "AAPM TG N0. 218" para calcular las tolerancias y los límites de acción de los planes de próstata sin pelvis en nuestro centro. Además, se ha evaluar la dispersión de la gamma de cada plan para comprobar que porcentaje de los planes se encuentran dentro de nuestros límites. El índice gamma mostró una alta concordancia, con el 93.75% de los puntos dentro de los límites de acción.



Usando el control estadístico de procesos se han establecido los siguientes límites de acción y tolerancias para los valores de índice gamma calculados en DOSECHECK:

Hospital Universitario de Badajoz

Tolerancia–(3%,2mm) – Th 10% —> 96.52% Límite de acción–(3%,2mm) – Th 10% —> 95.66%

Universales – AAPM TG 218

Tolerancia–(3%,2mm) – Th 10% —> 95% Límite de acción–(3%,2mm) – Th 10% —> 90%

DISCUSIÓN

La fuerte concordancia observada entre los resultados obtenidos con DOSECHECK y los sistemas de verificación convencionales avala su utilización como una herramienta confiable. El enfoque adoptado contribuye a minimizar la variabilidad en los planes y a definir parámetros específicos para diversos tratamientos.

CONCLUSIONES

DOSECHECK demuestra ser una alternativa viable para la verificación de planes de próstata sin pelvis, permitiendo definir límites de tolerancia y acción consistentes con los estándares internacionales. Su implementación podría mejorar el control de calidad y optimizar los flujos de trabajo en radioterapia.

EVALUACIÓN DE LOS MÁRGENES GTV-PTV EN TRATAMIENTOS DE SRS Y HFSRT DE ISOCENTRO ÚNICO

Roch Gonzalez, M. (1); Simón De Blás, R. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Botella Faus, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Paradela Diaz, G. (1); Gallego Molina, C. (1); Castro Tejero, P. (1)
(1) H.U. La Princesa

INTRODUCCIÓN / OBJETIVO

En los tratamientos de radiocirugía se administran dosis ablativas a targets de pequeño tamaño, siendo los márgenes que definen el PTV reducidos e incluso inexistentes para preservar el tejido sano.

El objetivo del estudio es la evaluación de los márgenes GTV-PTV necesarios para asegurar la correcta irradiación del GTV a través de la cuantificación de las incertidumbres presentes en la administración del tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio incluye 15 pacientes, 6 tratados con radiocirugía (SRS) en 1x16Gy, y 9 con radioterapia estereotáxica hipofraccionada (HFSRT) en 3x9Gy y 5x6Gy. En total se tratan 17 lesiones con un diámetro equivalente promedio de 2.2cm^3. Los planes se diseñan con HyperArc (Varian) para un TrueBeam STx. En cada sesión se adquiere una imagen CBCT pre- tratamiento para el posicionamiento del paciente y una imagen CBCT post-tratamiento justo al finalizar la sesión.

Se cuantifican las siguientes fuentes de incertidumbre en la administración del tratamiento:

1. *Movimiento intra-fracción del paciente*: error residual a partir de la diferencia entre registros pre y post-tratamiento en cada sesión. Para cada paciente y dirección del espacio se calcula la media (mi), desviación estándar (σi), promedio de mi (M), y los errores sistemáticos y aleatorios según:

$$/Sigma_{d_{obs}} = SD/left(m_i, M/right)$$
$$/Sigma_{d_{treat}} = /frac/Sigma_{d_{obs}}/sqrt2$$
$$/sigma_{d_{obs}} = /sqrt/sum_i/sigma_i^2 \quad /sigma_{d_{treat}} = /frac/sigma_{d_{obs}}/sqrt2$$

2. *Rotación intra-fracción del paciente*: rotación residual a aprtir de la diferencia entre registros pre y post, para cada sesión y para cada eje de rotación (pitch, roll y yaw). Se estima el error sistemático y aleatorio de la forma habitual. Teniendo en cuenta la forma del target, y dependiendo de la distancia al centro de rotación (isocentro de tratamiento), se transforman dichos errores en translaciones equivalentes según:

$$/Sigma^2_{x_{obs}} = /left(d_{iso}/cdotSF/cdot/sin/left(/Sigma^2_{/Theta_y}/right)/right)^2 + /left(d_{iso}/cdotSF/cdot/sin/left(/Sigma^2_{/Theta_z}/right)/right)^2$$

$$/Sigma^2_{y_{obs}} = /left(d_{iso}/cdotSF/cdot/sin/left(/Sigma^2_{/Theta_x}/right)/right)^2 + /left(d_{iso}/cdotSF/cdot/sin/left(/Sigma^2_{/Theta_z}/right)/right)^2$$

$$/Sigma^2_{z_{obs}} = /left(d_{iso}/cdotSF/cdot/sin/left(/Sigma^2_{/Theta_x}/right)/right)^2 + /left(d_{iso}/cdotSF/cdot/sin/left(/Sigma^2_{/Theta_y}/right)/right)^2$$

Para metástasis únicas se considera una d_{iso}=2cm (radio máximo equivalente de lesión) y para metástasis múltiples una distancia máxima de d_{iso}=8cm. Se toma un factor de forma (SF=0.5) por considerar los target aproximadamente esféricos.

3. *Unidad de tratamiento*: a partir del control de calidad de la unidad se obtiene datos de la diferencia entre isocentros MV-kV, el error de posicionamiento de la mesa de tratamiento y de las láminas del MLC.

$$/Sigma_{iso-treat} = /fraca/sqrt3 \quad a/rightarrowvalor - maximo$$

Para la mesa y el MLC, el error presenta una componente sistemática y aleatoria:

$$/Sigma_{obs} = /fraca/sqrt3 \quad /Sigma^2_{treat} = /frac/Sigma^2_{obs} N_{fr}$$
$$/sigma_{obs} = /fraca/sqrt3$$
$$/sigma^2_{treat} = /frac/sigma^2_{obs}/cdot/left(N_{fr} - 1/right) N_{fr}$$

El error sistemático y aleatorio total:

$$/Sigma^2_{total} = /Sigma^2_{d} + /Sigma^2_{rot} + /Sigma^2_{tech}$$
$$/sigma^2_{total} = /sigma^2_{d} + /sigma^2_{rot} + /sigma^2_{tech}$$

Para la estimación del margen se analizan por separado los pacientes con esquema de 1fx ya que el error tendrá únicamente una componente sistemática. No se tiene en cuenta la incertidumbre asociada al contorneo del target y al registro de imagen pre y post-tratamiento.

$$M = /alpha/cdot/Sigma_{total} + /beta/cdot/left[/sqrt/sigma^2_{total} + /sigma^2_p - /sigma_p/right]$$

Siendo α=2.5 para un nivel de confianza del 90%, β=1.64 para una cobertura 95% de la dosis de prescripción y σp la penumbra medida como la distancia entre isodosis 95%-80%.

$$/sigma_p = /fracd_{95\%-85\%} 0.8$$

RESULTADOS

En las TABLA 1 y 2 se muestran los resultados para el grupo de pacientes de SRS (1 fracción) y de HFSRT (3-5 fracciones).

SRS - 1 fx				
		Vert (mm)	Long (mm)	Lat (mm)
Σd		0,28	0,59	0,22
Σrot	1 lesión	0,04	0,07	0,07
	> 1 lesión	0,17	0,26	0,26
Σiso		0,29	0,29	0,29
Σmesa		0,17	0,17	0,17
Σmlc		0,29	0,29	0,29
Σtech		0,44	0,44	0,44
Σtotal	1 lesión	0,53	0,74	0,50
	> 1 lesión	0,55	0,78	0,56
MARGEN	1 lesión	1,31	1,85	1,25
	> 1 lesión	1,37	1,95	1,40

HFSRT - 3-5 fx				
		Vert (mm)	Long (mm)	Lat (mm)
Σd		0,13	0,39	0,13
σd		0,26	0,44	0,24
Σrot	1 lesión	0,03	0,04	0,04
	> 1 lesión	0,13	0,16	0,17
σrot	1 lesión	0,09	0,09	0,06
	> 1 lesión	0,35	0,36	0,26
Σiso		0,29	0,29	0,29
Σmesa		0,10	0,10	0,10
σmesa		0,15	0,15	0,15
Σmlc		0,17	0,17	0,17
σmlc		0,26	0,26	0,26
Σtech		0,35	0,35	0,35
σtech		0,30	0,30	0,30
Σtotal	1 lesión	0,37	0,52	0,37
	> 1 lesión	0,40	0,55	0,41
σtotal	1 lesión	0,41	0,54	0,39
	> 1 lesión	0,53	0,64	0,46
σp		1,81	1,81	1,81
MARGEN	1 lesión	1,01	1,44	1,00
	> 1 lesión	1,11	1,55	1,12

CONCLUSIONES

La componente principal de error es la falta de exactitud en la administración del tratamiento, siendo menor la contribución del error asociado al movimiento intrafracción. La influencia del número de lesiones en el valor final del margen no es significativa.

SBRT ADRENAL EN PACIENTES OLIGOMETASTASICOS: NUESTRO PROTOCOLO ACTUALIZADO

Talaya Alarcón, M. S. (1); Rubiato Aragon, R. (1); Casado Jimenez, M. (1); Nafria Jimenez, M. I. (1); Stoica Rosciupchin, A. E. (1); Aldave Yaniz, D. (1); Castro Tejero, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Murillo Gonzalez, M. T. (1)
(1) Hospital Universitario La Princesa

INTRODUCCION

En los últimos años estamos observando un aumento significativo de metástasis adrenales en los pacientes oncológicos. Esto parece ser motivado por varias causas, entre las que se encuentra el diagnóstico más precoz de oligometástasis debido a la mejora en pruebas de imagen, así como a la mayor probabilidad de aparición de las mismas secundario al aumento en supervivencia en estos pacientes, dada la mejora en las opciones terapéuticas disponibles.

En el escenaro de paciente oligometastásico con metástasis adrenales se pueden plantear diferentes opciones terapéuticas. Entre esas opciones, surge la radioterapia estereotáctica hipofraccionada (SBRT), cada vez más en auge, ya que ofrece un excelente control tumoral con escasa toxicidad y buena tolerancia.

Debido a lo anterior y como objetivo de este trabajo, hemos actualizado recientemente el protocolo de SBRT adrenal de nuestro servicio, basado en la evidencia publicada hasta el momento.

MATERIAL Y METODOS

En nuestro estudio hemos analizado los pacientes tratados en nuestro servicio con técnica de SBRT adrenal en los últimos 6 meses. Para la planificación del tratamiento se ha utilizado, en todos los casos, CT con control respiratorio (4D-CT). Todos los pacientes

fueron tratados con radioterapia externa según técnica VMAT-IGRT procedente de un acelerador lineal TrueBeam (Varian Medical Systems). El control de imagen durante el tratamiento se realizó con ConeBeam-CT antes y durante cada sesión de tratamiento. La dosis de prescripción y dosis limitantes en órganos de riesgo (contraints OARs) que utilizamos en nuestro estudio están incluidas en nuestro protocolo *(imagen 1)*.

Dose prescription in PTV:

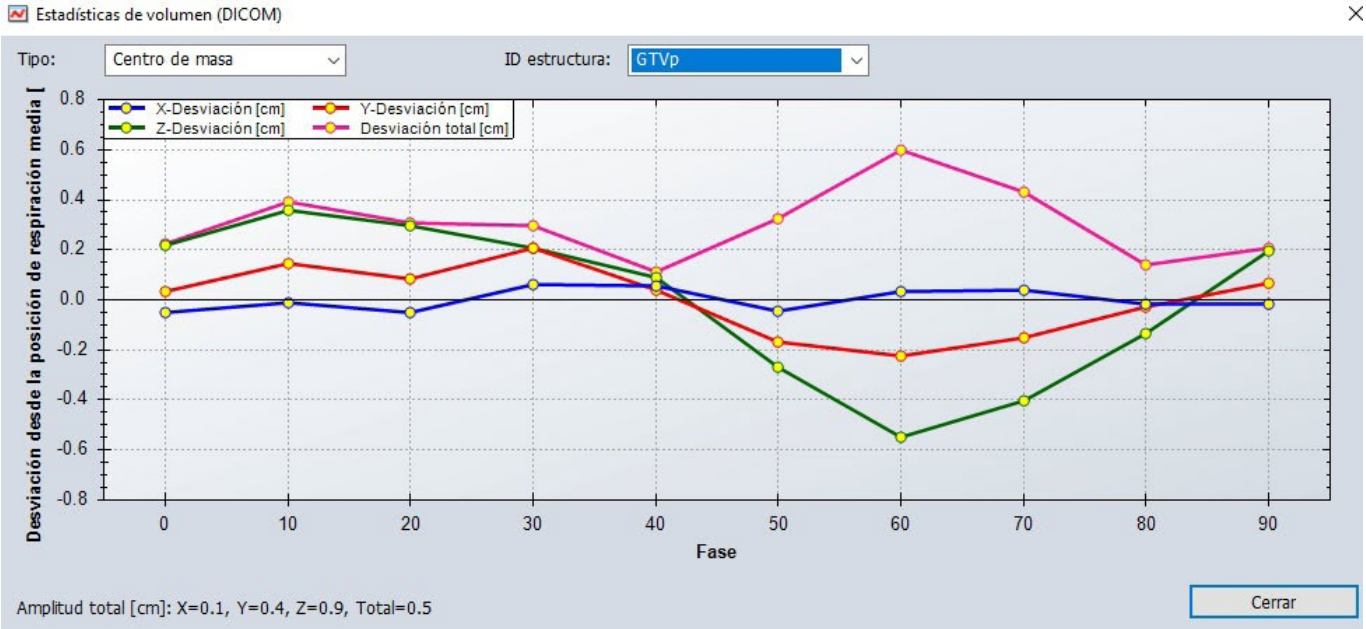
- 40 Gy in 5 fractions of 8 Gy/fraction every other day.
- - 95-100% PTV > 95% dose prescription

Constrainsts in organs at risk (OARs)

OAR	Dmax (Gy) Dmed (Gy)	DV	VD
SpinalCanal	Dmax <16Gy		V14.5Gy<1cc
SpinalCanal+5mm	Dmax <20Gy		
Heart	Dmax<27Gy		V32Gy<15cc
Lungs	Dmed <5Gy		V20<3-5% V<13.5>1000cc V10 <10% V5<35%
Esophagus	Dmax <35Gy		V19.5<5cc
Stomach	Dmax<32Gy		V25<5cc V12<50cc V18<10cc
Duodenum	Dmax< 32Gy		V25Gy<5cc V15Gy<9cc V18Gy<5cc
Bowel Small	Dmax<35Gy		V30Gy<2cc V25Gy<5cc
Rectum – colon sigmoid	Dmax <38 Gy		V25Gy<20cc
Kidneys	Dmed<10Gy		V18Gy<35% (both) V18Gy<67% ipsi V<17>200cc
Liver	Dmed<13Gy		V10<70% V<15Gy>700cc
Great Vessels	Dmax53Gy		V47<10cc
Skin	Dmax<39.5Gy		V36.5Gy<10cc

RESULTADOS Y DISCUSION

En la mayoría de los pacientes del estudio objetivamos un desplazamiento en GTV igual o mayor a 0.5 cm en las estadísticas de volumen 4D *(imagen 2)*. Aunque no de manera significativa, la tendencia en nuestros pacientes parece ser a mayor desplazamiento cuando el tamaño de la lesión y del volumen blanco a tratar es menor (relación inversa).



El posicionamiento y el control de imagen con ConeBeam-CT (IMRT) fue aceptable en todos los casos. La tolerancia y toxicidad del tratamiento fue excelente, sin ninguna toxicidad mayor a Grado 1.

Con una mediana de seguimiento de 6 meses, el control tumoral local es bueno, con respuesta al menos parcial en todos los casos. No ha habido ningún caso de recidiva local.

CONCLUSIONES

En nuestro centro consideramos necesaria la planificación del tratamiento de SBRT adrenal con 4D-CT con control respiratorio.

El correcto posicionamiento y control de imagen durante el tratamiento (IMRT) es esencial.

El tratamiento con SBRT para metástasis adrenales en pacientes oligometastásicos es una alternativa de tratamiento segura y efectiva, con excelente tolerancia, toxicidad y control tumoral.

ANÁLISIS DE ERROR DOSIMÉTRICO POR APROXIMACIÓN DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS PARA UN ACELERADOR ELEKTA UNITY 1.5T

Yáñez Barro, M. (1); Cuenca Bandín, T. (1); Barbés Fernández, B. (1); Serrano Pérez, D. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

Así como un CT aporta información de la densidad electrónica (DE) para cada vóxel (DVV), en un MR-LINAC, la resonancia para el tratamiento diario no dispone de esta información. En su lugar, los valores de DE se obtienen de los valores promedio de las estructuras contorneadas a partir de un CT de preplanificación.

El objetivo de este estudio es analizar el error dosimétrico debido a esta aproximación de DEs. Además, se evalúa la posibilidad de no usar las DE promedio propias del paciente (DPP) y en su lugar usar una librería propia de valores (DPL) lo que permitiría optimizar el flujo de trabajo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se planifican 20 casos de tratamientos de próstata usando sus respectivos CTs con una prescripción de 36,25 Gy en 5 fracciones. Inicialmente, se realiza un plan en MONACO (algoritmo Monte Carlo) sobre el CT, donde la DE está definida para cada vóxel (DVV). Se utiliza una incertidumbre estadística en el algoritmo de cálculo del 0,5%, inferior al 1% recomendado para casos clínicos, con el objetivo de reducir incertidumbres.

Después, se calcula un plan donde se aproximan las DEs de los órganos contorneados (próstata, vejiga, cabeza femoral izquierda (FH-L) y derecha (FH-R), recto, hueso pélvico (HP) y resto del paciente) a sus DE promedio, dato que calcula el programa. Durante este proceso se contornea el aire cuya baja DE influye mucho en la dosimetría.

En un tercer plan, se emplea una librería de DEs propias obtenida de analizar 85CTs de pelvis masculina. Finalmente, se comparan los tres planes entre sí tomando datos de Dmedia y Dmáx en órganos a riesgo, PTV y D95%.

RESULTADOS

Se muestra en la TABLA 1 los resultados de las diferencias de dosis en Gy.

	Max DVV-DPP		Max DVV-DPL		Max DPL-DPP	
	Valor medio	Rango	Valor medio	Rango	Valor medio	Rango
Próstata	0,12	[0,76; -0,46]	0,16	[0,66; -0,47]	-0,05	[0,47; -0,54]
Vejiga	-0,03	[0,83; -0,95]	0,06	[0,54; -0,53]	-0,09	[0,53; -0,71]
FH-L	0,26	[1; -0,28]	0,27	[1,06; -0,09]	-0,01	[0,37; -0,32]
FH-R	0,10	[0,68; -0,51]	-0,02	[0,41; -0,38]	0,12	[0,47; -0,23]
Recto	-0,13	[0,39; -0,63]	-0,04	[0,69; -0,56]	-0,09	[0,27; -0,48]
PTV	0,01	[0,66; -0,58]	0,09	[0,46; -0,47]	-0,07	[0,59; -0,48]
HP	0,06	[0,61; -0,58]	0,06	[0,72; -0,61]	0,01	[0,59; -0,48]
Uretra	0,18	[0,44;0]	0,07	[0,55; -0,76]	0,04	[0,47; -0,37]
Paciente	-0,02	[1,43; -0,76]	0,00	[0,55; -0,72]	-0,02	[1,28; -0,78]

	DVV-DPP		DVV-DPL		DPL-DPP	
	Valor medio	Rango	Valor medio	Rango	Valor medio	Rango
PTV 95%	-0,02	[0,25;-0,26]	0,04	[0,28;-0,23]	-0,06	[0,25;-0,35]

Tabla 1: Valores medios en Gy de las diferencias de dosis entre los 3 planes analizados.

En la FIGURA 1 se ilustra el caso con mayor diferencia de DE en los huesos femorales y sus diferencias dosimétricas.

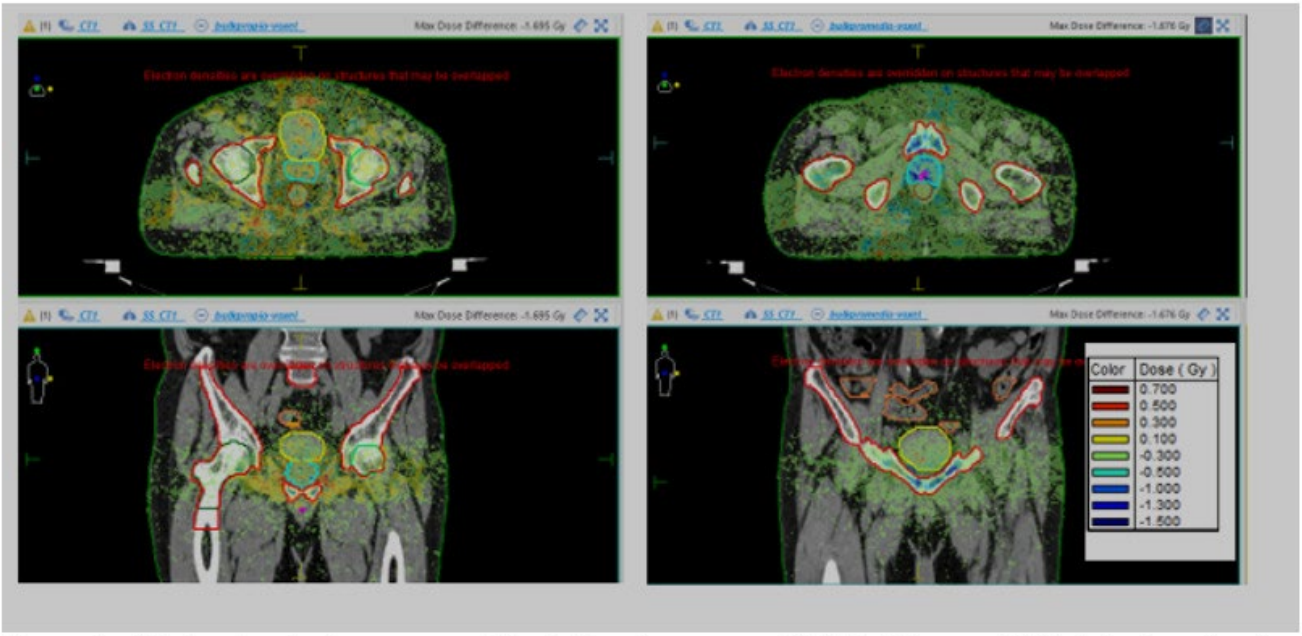


Figura 1: A la izquierda, la comparación de los planes con DVV de CT y con DPP. A la derecha, la de DVV con la DPL.

DISCUSIÓN

No se obtiene una gran variación entre el uso de las DPP y las DVV. Tampoco haciendo uso de las DPL. También se compara el uso de DPP con las DPL confirmando su poca variación.

Se comprueba que la cobertura del PTV varía como máximo en torno a 0,3Gy y las máximas en órganos a riesgo como vejiga y recto son como máximo 0,9 y 0,7 Gy. En general, las mayores diferencias encontradas son en torno a 1Gy.

CONCLUSIONES

Para tratamientos de próstata, el uso de DPL comparado con el uso de DPP no constituye una variación significativa en la

dosimetría. De esta forma, se podría elegir usar directamente las DPLs, lo que permitiría optimizar el flujo de trabajo, reduciendo tiempos y evitando la necesidad de un CT adicional para el paciente.

COMPARACIÓN ENTRE LAS FUNCIONES DE COSTE BIOLÓGICAS Y FÍSICAS EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONACO

Barroso Miranda, M. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Sánchez López, R. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Pérez Marcos, P. (1); De La Monja Rey, P. (1); Mínguez Aguilar, C. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

Los sistemas de planificación tradicionales establecen las restricciones que debe cumplir la distribución de dosis de un tratamiento mediante funciones de coste. Tradicionalmente, estas restricciones se han establecido mediante parámetros físicos en forma de dosis máximas o mínimas y restricciones de dosis-volumen. En los planificadores modernos se ha incorporado como alternativa funciones de coste basadas en parámetros biológicos. Estos parámetros se calculan directamente del DVH (Histograma Dosis Volumen) permitiendo teóricamente conducir más eficientemente la curva dosis- volumen a los objetivos clínicos.

En este trabajo se ha comparado la eficacia de estas funciones de coste biológicas con sus análogas físicas para reducir la dosis en la vejiga y la cabeza femoral derecha de un tratamiento de recto. Para evaluar las distribuciones de dosis se ha asumido que la cabeza femoral tiene una respuesta en serie y la vejiga en paralelo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el sistema de planificación Monaco de Elekta. Monaco incorpora dos funciones de coste biológicas: “Serial” y “Parallel”.

Para órganos con una respuesta en serie la función de coste biológica recomendada es Serial. Serial evalúa el valor integral del daño causado al órgano por la distribución de dosis calculada y le asigna una dosis equivalente uniforme. Para evaluar su efectividad se ha comparado el DVH obtenido en la cabeza femoral al aplicar serial y las funciones de coste físicas: “Maximun Dose” y “Quadratic Overdose”.

En los órganos con una respuesta en paralelo se recomienda utilizar Parallel. Parallel implementa el modelo de volumen crítico de complicaciones de tejidos normales y evalúa el valor integral del daño causado al órgano por la distribución de dosis calculada. Para evaluar su efectividad se ha comparado el DVH en la vejiga al aplicar Parallel y la función de coste física “Overdose DVH”, en la que se especifica un volumen umbral admitido para una cierta isodosis.

En todas las optimizaciones se ha fijado el peso relativo de la función de coste evaluada. De este modo se ha asegurado que el cubrimiento del PTV es el mismo en todos los planes.

RESULTADOS

En la figura 1 se muestra el DVH obtenido para la cabeza femoral derecha. La dosis máxima más baja, 1101,5 cGy se ha logrado con la función Dosis máxima, seguida por serial con 1162,5 cGy. Este comportamiento se mantiene hasta volúmenes superiores a 0,2 cm^3. A partir de este punto serial consigue una reducción de dosis muy superior a las funciones de coste físicas. En la figura 2 se ha representado el DVH de la vejiga utilizando Parallel y DVH de sobredosis.

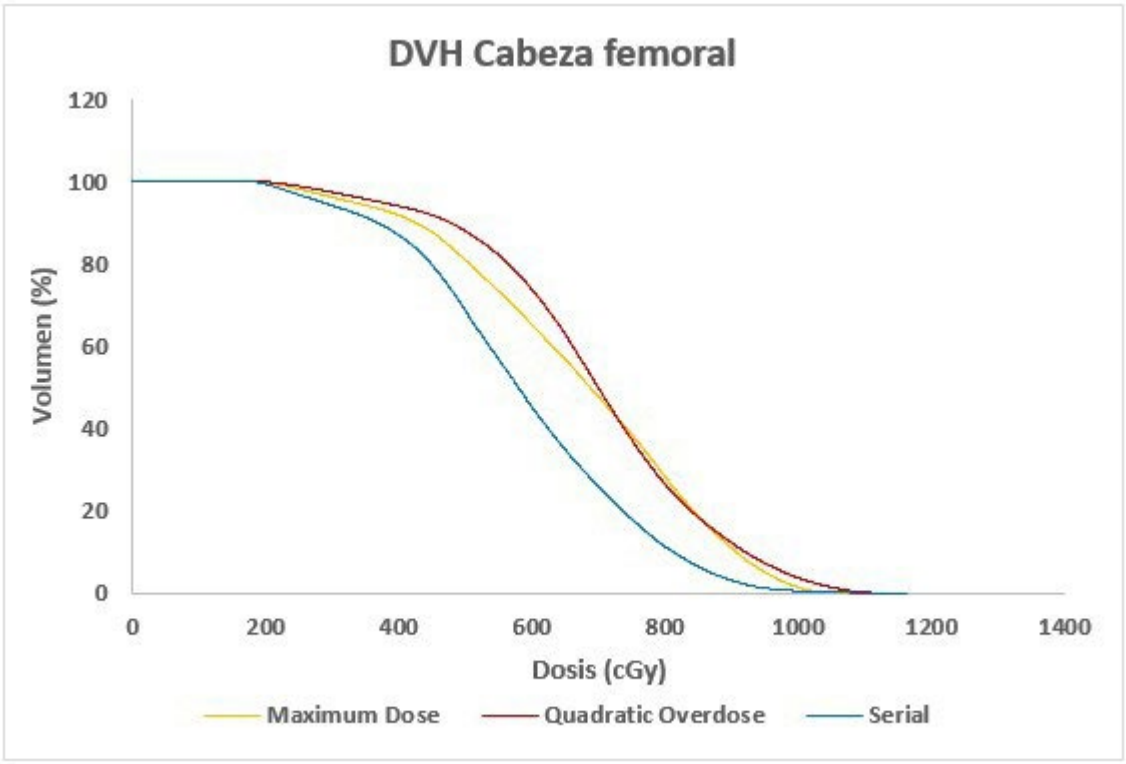


Imagen 1

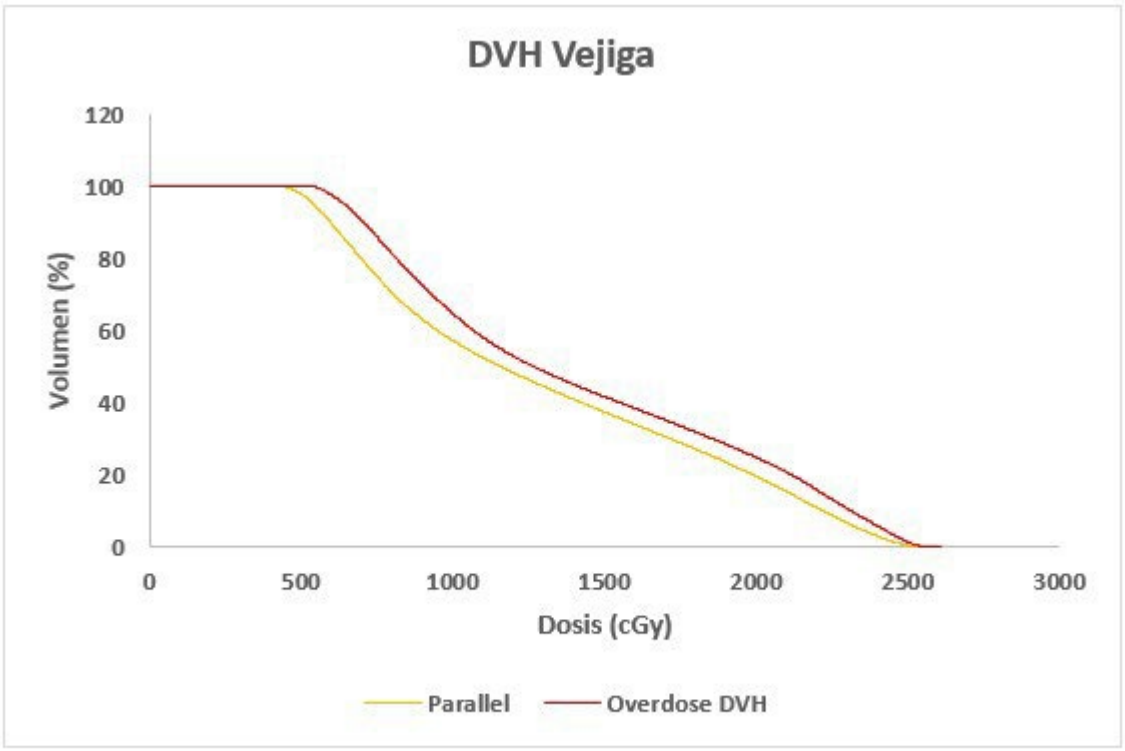


Imagen 2

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En vista de los resultados se considera que en órganos en serie es conveniente el uso de Serial ya que consigue una reducción de dosis muy superior para volúmenes mayores a 0,2 cm^3. En volúmenes inferiores la función Dosis máxima consigue reducciones marginalmente mayores, siendo la diferencia entre la dosis máxima de apenas 0,61 Gy. Para órganos en paralelo Parallel ha demostrado reducir más las dosis recibidas en vejiga en la totalidad del DVH.

ESTUDIO RETROSPECTIVO DE 68 TRATAMIENTOS DE SBRT DE PULMON PARA ESTABLECER RECOMENDACIONES SOBRE MÉTRICAS DE CALIDAD

Giner Sala, M. (1); Dorado Rodríguez, M. Del P. (1); Pérez Gómez, N. (1); González Vicente, A. (1); Pérez Macho, M. M. (1); Esposito, R. D. (1); Herranz González, M. (1)
(1) HGU Elx

INTRODUCCIÓN

Existe diversidad en los criterios de calidad aplicados a las planificaciones SBRT, siendo importante unificar criterios entre centros como se manifiesta en el estudio de Perez-Calatayud1et al.

Siguiendo las recomendaciones de ICRU912 y las propuestas de la SEFM3 sobre tratamientos SBRT, se realiza un estudio retrospectivo de 68 pacientes tratados con SBRT de pulmón. El objetivo es concluir unas métricas definitivas de calidad y sus tolerancias.

MATERIAL Y MÉTODO

Todos los pacientes han sido planificados usando Eclipse v17 (Varian Medical System), con TAC de 1mm, en TC4D, contorneando el ITV sobre todas las fases respiratorias.

Para la dosimetría se usó principalmente tratamientos volumétricos de intensidad modulada VMAT, calculados con Acuros XB en rejilla de 1 mm, sin sobreescribir volumen entre GTV-PTV.

En todos los casos se ha prescrito al 100% de la dosis cubriendo al menos el 95% del target.

Este estudio engloba distintos fraccionamientos de tratamiento: 5, 7.5, 10, 12 y 20 Gy por fracción. Para cada tratamiento se registran:

- D50%, D98% y D2% de PTV.
- Índice de Homogeneidad (IH) según ICRU-83
- Índice de Conformidad (IC) según ICRU-91
- Índice de Gradiente (IG) según ICRU-91 y según RTOG0915 (R50%)
- Dosis máxima a 2 cm D2cm
- V105% fuera de PTV
- V20Gypulmones-PTV

RTOG0915 establece valores óptimos y aceptables de IG, R50% y D2cm clasificando estos en función del volumen de PTV. Para cada grupo de valores calculamos la media y desviación estándar de los índices de calidad.

RESULTADOS

En dos tratamientos se bajó la cobertura, quedando al 96% y 98% de la dosis de prescripción. Agrupando según volumen de PTV obtenemos:

PTV(cc)	Total Pacientes	IH	IC	IG	R50%	D2cm
7.4 -13.2	18	0.11 ± 0.03	1.28 ± 0.17	5.7 ± 0.8	6.0 ± 0.9	47 ± 5
Ópt/Aceptable			<1.2 / <1.5	<5.1 / < 6	<5.1 / < 6	<50 / <58
13.2-22	14	0.11 ± 0.04	1.25 ± 0.13	5.1 ± 0.4	5.3 ± 0.6	51 ± 9
Ópt/Aceptable			<1.2 / <1.5	< 4.7 / <5.8	< 4.7 / <5.8	<50 / <58
22-34	22	0.11 ± 0.05	1.26 ± 0.13	4.5 ± 0.5	4.6 ± 0.6	53 ± 4
Ópt/Aceptable			<1.2 / <1.5	<4.5 / <5.5	<4.5 / <5.5	<54 / <63
34-50	10	0.10 ± 0.02	1.25 ± 0.14	4.4 ± 0.5	4.6 ± 0.6	55 ± 3
Ópt/Aceptable			<1.2 / <1.5	<4.3 / < 5.3	<4.3 / < 5.3	<58 / <68
>50	4	0.10 ± 0.03	1.20 ± 0.08	3.6 ± 0.2	3.6 ± 0.2	56 ± 4
Ópt/Aceptable			<1.2 / <1.5	<4 / < 5	4 / < 5	<62 / <77

DISCUSIÓN

Los IC óptimos son alcanzables.

En volúmenes menores a 13.2 cc, nuestros índices de gradiente tienden a estar por encima de los niveles óptimos. Con volúmenes mayores, éstos, son fácilmente alcanzables.

Nuestros resultados para la dosis máxima a 2 cm de PTV alcanzan los objetivos óptimos.

Concluimos que los índices anteriores pueden guiar la planificación SBRT y unificar criterios, atendiendo a los valores de referencia.

VARIABILIDAD GEOMÉTRICA DE LA VEJIGA A LO LARGO DEL TRATAMIENTO EN PACIENTES DE RADIOTERAPIA DE PROSTATA

Moreno-Torres Tirado, M. (1); Román Vázquez, A. (1); Benítez Serrano, J. A. (2)
(1) Genesiscare Campo de Gibraltar; (2) Genesiscare Córdoba

INTRODUCCIÓN

En tratamientos de cáncer de próstata con IMRT/VMAT el volumen y posición de la vejiga afecta significativamente la relación dosis-volumen que este órgano recibe y puede afectar a la cobertura del PTV por desplazamiento.

La dosis recibida en la vejiga es controlada minuciosamente en la planificación realizada sobre el CT de simulación. Para mantener su situación durante el tratamiento se busca repetir el mismo patrón de ingesta de líquidos en los pacientes. Sin embargo, el grado de reproducibilidad real de este método y su correlación con otros factores no está comprobado. Este estudio está motivado por la observación de cambios importantes en la situación de este órgano en el posicionamiento diario.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza el CT de planificación y los CBCTs de cada sesión de tratamiento extraídos del acelerador para estudiar la evolución del movimiento en 50 pacientes de RT de próstata. Para el contorneo automático inicial, comparación y obtención de las métricas sobre las tomografías se utiliza MIM software. Los contorneos son revisados por el técnico de RT.

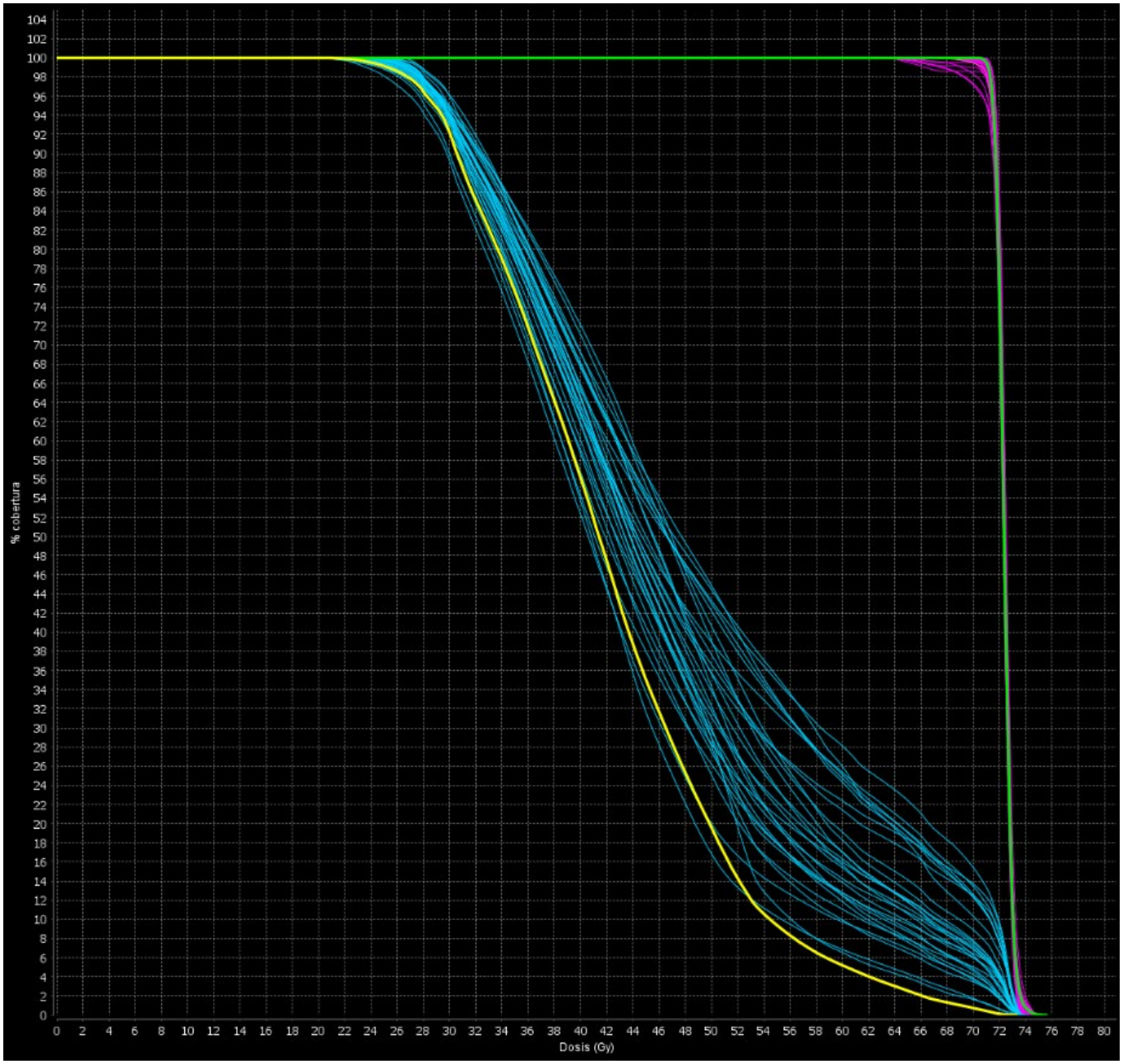
De este modo, se estudia la variación en la posición entre sesiones a lo largo del tratamiento y entre distintos pacientes. Las métricas utilizadas son: desplazamiento centro geométrico, distancia Haussdorf (HD), distancia media al acuerdo (MDA), índice de similitud de Dice e índice de Jaccard. Asimismo, se realiza un análisis del impacto dosimétrico en vejiga y PTV a través de comparación de DVHs.

RESULTADOS

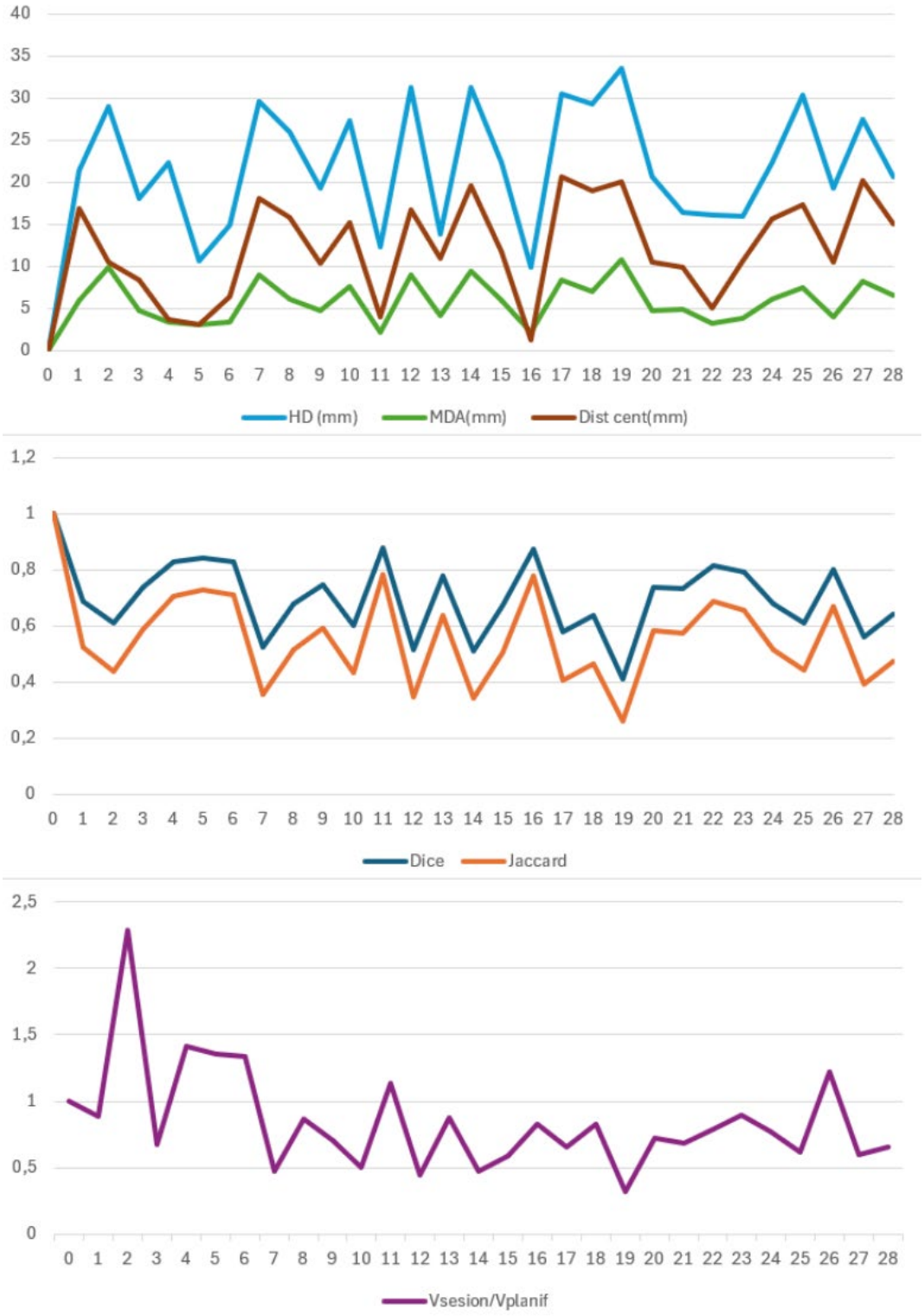
Se obtienen valores promedio y tendencias de las desviaciones de la posición de la vejiga. La variación promedio en la dosis lleva a que varios tratamientos se desvíen de los limites inicialmente establecidos, lo que invita a buscar un método de mayor control.

DISCUSIÓN

y conclusión: Si bien pueden existir desviaciones en el seguimiento de los protocolos de agua y dieta por parte de los propios pacientes, los resultados muestran desviaciones importantes en la posición y tamaño de la vejiga que parecen tener origen en un conjunto complejo de factores y que afectan de forma importante a la dosimetría. En base a esto se propone un posible método de exportación y análisis automático de estas desviaciones y un criterio de revisión de casos en base a las desviaciones de este análisis en las primeras sesiones de tratamiento.



[FIGURA 1: DVH de vejiga (amarillo) y próstata (verde) según situación considerada en planificación, y estimación correspondiente para cada una de las sesiones de vejiga(azul) y próstata(rosa) obtenida de los CBCT. Mientras la próstata permanece en la situación esperada, la vejiga presenta dispersión y cambios importantes que afectan a los límites de dosis]



[FIGURA 2: Grafico de evolución de diferentes medidas de la variación de la vejiga en cada una de las 28 sesiones del tratamiento respecto a su posición usada para planificar: Volumen-sesión/Volumen-planificación, Dice, Jaccard, Distancia Haussdorf, MDA y desplazamiento del centroide]

BONDAD DE LA UTILIZACIÓN DE SUBMÁSCARAS DE EXASKIN PARA TRATAMIENTOS HIPOFRACCIONADOS CEREBRALES ANALIZADOS CON EXACTRAC DYNAMIC

López Martín, N. (1); Spa Gómez, B. (1); Sánchez Carmona, G. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

En 2024 se instaló en nuestro centro el sistema de posicionamiento y monitorización intrafracción ExacTrac Dynamic en un acelerador Varian TrueBeam v3 con multiláminas HD diseñado para radiocirugía. Se pretende evaluar la viabilidad de usar submáscara personalizada elaborada con bolus de alta densidad eXaSkin, para garantizar un correcto posicionamiento de pacientes de cerebro con tratamiento hipofraccionado (3-5 sesiones).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evalúan 10 pacientes de patología cerebral tratados con radioterapia de entre 3 y 5 sesiones. La inmovilización de 7 de estos pacientes se lleva a cabo utilizando máscara termoplástica eXaCast con submáscara personalizada de eXaSkin. Los otros 3 pacientes únicamente se inmovilizan con la máscara termoplástica eXaCast.

La técnica de tratamiento en todos los pacientes es VMAT con 2 ó 3 arcos coplanares. El procedimiento utilizado es posicionamiento externo mediante SGRT y CBCT y monitorización intrafracción guiada por superficie y con placas oblicuas de kilovoltaje.

Las tolerancias de la plantilla de ExacTrac Dynamic son (1.5mm, 1.5°) para rayos y (2mm, 2°) para superficie. Los datos de superficie se revisan en los informes generados por la aplicación. Mientras que los valores de desviación de las placas de rayos X se obtienen desde la aplicación Offline Review integrada en Aria.

Se calcula la desviación estándar de los ajustes laterales, longitudinales y verticales calculados con las placas de rayos X, para cada una de las sesiones de cada paciente, después se calcula la raíz del error cuadrático medio de las desviaciones (RMSE) y se relaciona con el número de sesión. Se representan estos datos para analizar la tendencia de las desviaciones en función de la progresión del tratamiento, dividiendo el conjunto entre los que llevan eXaSkin y los que no.

RESULTADOS

No se exceden las tolerancias establecidas en las plantillas en ninguna de las sesiones de tratamiento de ninguno de los pacientes incluidos en el estudio. La figura 1 representa la media de los valores por sesión, de RMSE, según el tipo de inmovilización.

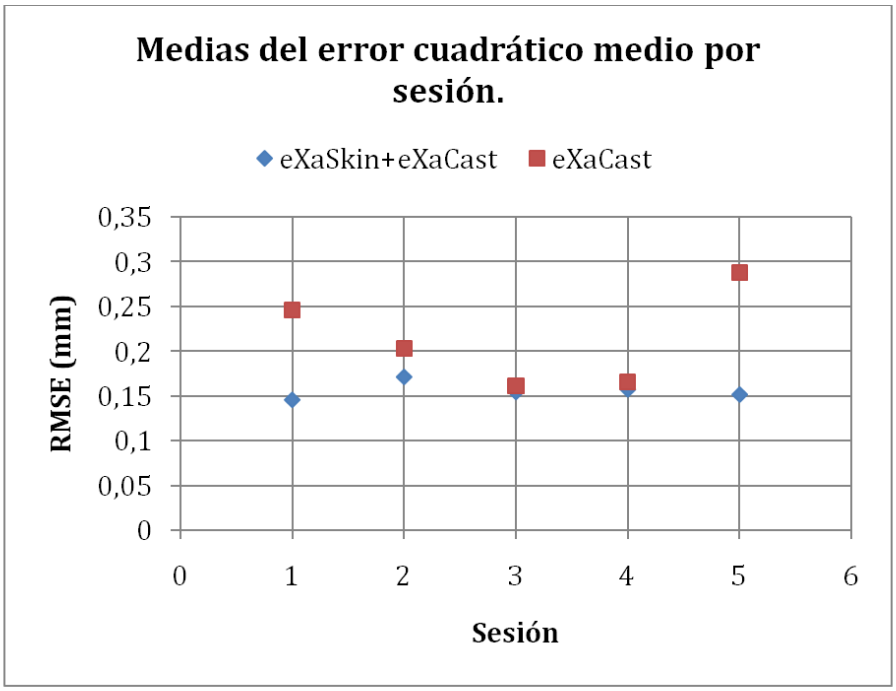


Figura 1: Evolución de la media de RMSE por sesión según tipo de inmovilización

La figura 2 muestra el diagrama de caja del RMSE según o no la presencia de eXaSkin, donde se aprecia que los valores mínimos para ambos sistemas son parecidos.

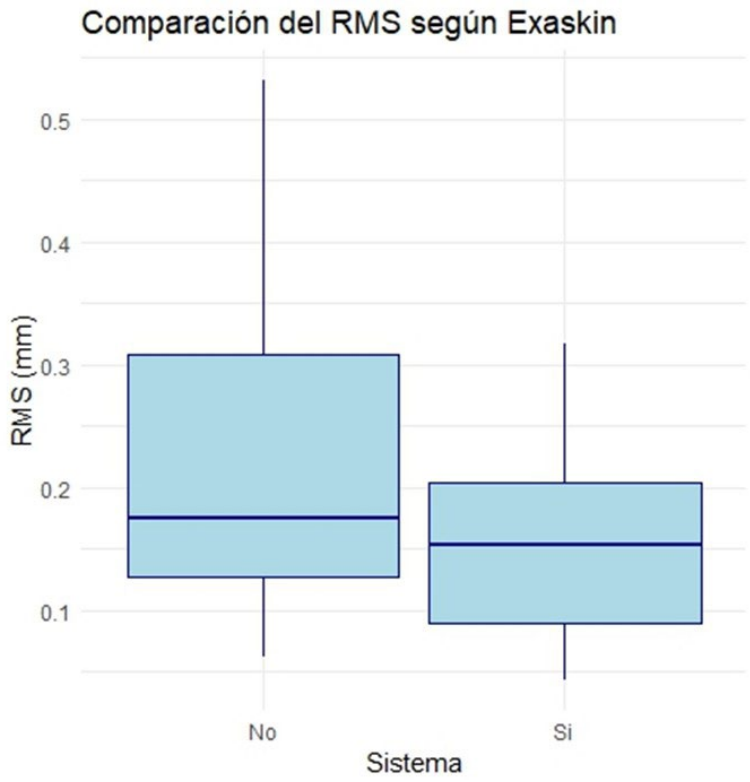


Figura 2: Diagrama de valores de RMSE caja según tipo de inmovilización

DISCUSIÓN

Todos los valores de la figura 1 están por debajo de 0.3 mm, siendo inferiores y más estables cuando se utiliza eXaSkin independientemente del número de sesión del tratamiento. En la representación de la figura 2 se observa que el valor del error cuadrático medio es superior cuando la inmovilización solo utiliza máscara termoplástica eXaCast.

CONCLUSIÓN

El análisis mediante ExacTrac Dynamic indica que la incorporación de eXaSkin inmoviliza mejor a los pacientes, pues admite menos movimiento por sesión. En todo caso, estas desviaciones siempre están por debajo de 0.6 mm. Se puede concluir que la inmovilización es suficiente y constituye una alternativa aceptable cuando no se dispone de máscaras termoplásticas específicas para radiocirugía.

ESTUDIO DOSIMÉTRICO DEL COMPRESOR ABDOMINAL

Arias Castro, P. (1); Alarcon Ros, R. (1); Gil López, C. (1); Morera Cano, D. (1); Font Gelabert, J. C. (1)
(1) Hospital Universitario Son Espases

INTRODUCCIÓN

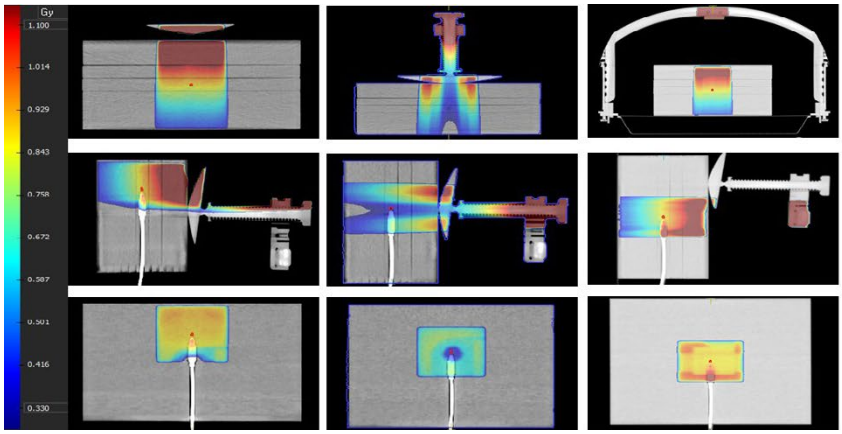
El compresor abdominal es uno de los mecanismos de inmovilización disponibles en tratamientos de radioterapia y permite reducir significativamente el movimiento de lesiones abdominales y torácicas. Se ha realizado un estudio dosimétrico con el objetivo de comprobar si el sistema de planificación es capaz de modelar correctamente la estructura del compresor en el caso de que no sea posible evitar una entrada directa del haz a través de éste.

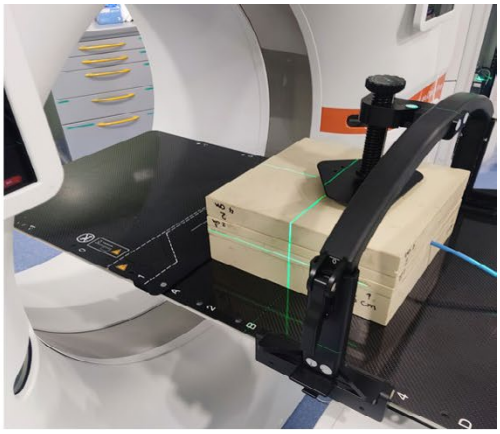
MATERIAL Y MÉTODOS

Para el montaje experimental se ha utilizado el compresor abdominal ORFIT, planchas de agua sólida, cámara de ionización PinPoint de y electrómetro UNIDOS E de PTW y como sistema de planificación Monaco.

Primero se simuló el montaje experimental colocando las diferentes partes del compresor (plato, tornillo y arco) sobre la cámara de ionización. En el TPS se añadió el compresor como estructura externa y se calculó la dosis absorbida en el volumen de la cámara en las tres posiciones para un haz antero-posterior (AP), campo 10x10 cm^2, 100 unidades monitor y SSD 100 cm para las energías de 6 MV, 10 MV y 6 MV FFF.

Por último, se midió la dosis experimentalmente en las tres posiciones y para cada energía teniendo en cuenta la corrección por output diario.





Este procedimiento se realizó también con tres tratamientos de pacientes en el que se empleó la energía de 6 MV FFF.

RESULTADOS

A continuación se presentan los resultados obtenidos para las diferentes energías y pacientes para cada parte del compresor. Los resultados se muestran como CÁLCULOS TPS – MEDIDA EXPERIMENTAL (ERROR)

	PLATO (Gy)	TORNILLO (Gy)	ARCO (Gy)
	Campos AP		
6 MV	0,835 – 0,827 (-0,9%)	0,391 – 0,364 (-8,6%)	0,752 – 0,736 (-2,1%)
6 MV FFF	0,834 – 0,842 (0,6%)	0,390 – 0,362 (-7,8%)	0,749 – 0,738 (-2,1%)
10 MV	0,896 – 0,897 (-0,1%)	0,479 – 0,441 (-8,5%)	0,824 – 0,812 (-1,7%)
	Tratamientos SBRT 6 MV FFF		
Paciente #1	7,934 – 8,101 (1,0%)	7,492 – 7,611 (0,5%)	7,209 – 7,185 (1,4%)
Paciente #2	18,036 – 18,506 (1,5%)	17,280 – 17,681 (1,2%)	16,859 – 17,062 (1,2%)
Paciente #3	13,267 – 13,229 (-1,0%)	12,504 – 12,565 (-0,2%)	12,329 – 12,290 (-1,0%)

DISCUSIÓN

Por un lado, para los haces AP en la estructura del plato y el arco se observó una buena correlación entre los valores calculados y medidos, siendo la máxima desviación del 2,1%. En el caso del tornillo, encontramos una mayor discrepancia llegando a desviaciones de hasta el 8,6%, pudiéndose deber a errores de colocación o realizar la medida en una zona de gradiente de dosis.

Por otro lado, cuando evaluamos los planes de tratamiento, se vio como estas discrepancias desaparecían para el tornillo debido a que la dosis se deposita a lo largo del arco durante la irradiación. Los resultados para el plato y el arco seguían siendo aceptables, no superando el 1,5% en ningún caso.

CONCLUSIONES

Atendiendo a los resultados, es razonable realizar tratamientos en el caso de que la zona a tratar se superponga con el plato del compresor abdominal. Para el caso del tornillo y el arco, aunque la diferencia entre TPS y medición no supera el 1,5% (VMAT), es preferible evitar la superposición con la zona a tratar para evitar un aumento excesivo en las UM administradas. Si se emplean técnicas como IMRT o 3D-CRT se evitará la entrada directa por el tornillo. En casos donde la interposición con estas estructuras sea inevitable, será necesaria una evaluación específica.

EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN GEOMÉTRICA DE LA CAMILLA DE TRATAMIENTO HEXAPOD. SIMULACIÓN DE UN CASO CLÍNICO

Arias Castro, P. (1); Alarcon Ros, R. (1); Gil López, C. (1); González Alcantud, I. (1); Font Gelabert, J. C. (1)
(1) Hospital Universitario Son Espases

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos estereotácticos de radioterapia (SBRT o SRS), las guías nacionales[1] e internacionales[2] recomiendan el uso de camillas de tratamiento con seis grados de libertad por su mayor precisión a la hora de posicionar un paciente. Se ha realizado un estudio para comprobar la precisión de la camilla de tratamiento Hexapod (seis grados de libertad y precisión submilimétrica) frente a la Precise (tres grados de libertad y precisión milimétrica) del acelerador lineal Versa HD de Elekta.

MATERIALES Y MÉTODOS

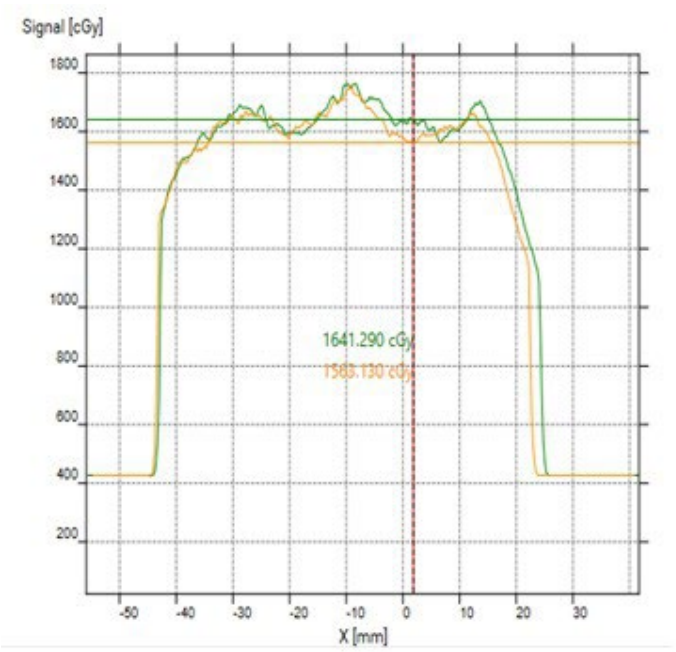
Para el estudio se simuló un tratamiento de SBRT pulmonar utilizando el maniquí antropomórfico E2E SBRT Phantom (CIRS) y se realizó el tratamiento empleando las dos configuraciones de mesa: Hexapod y Precise. La comparación se realizó mediante el uso de películas radiocrómicas insertadas en el maniquí en la zona de la lesión y el software de análisis MyQA de IBA.

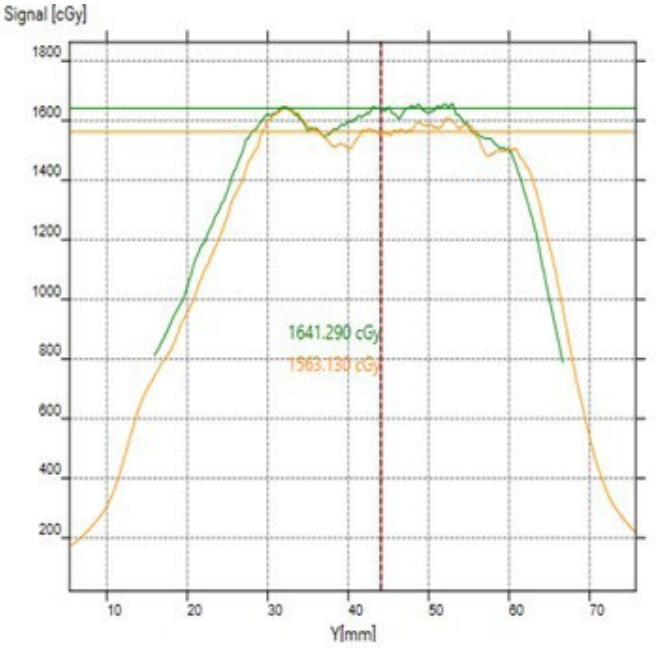
Para realizar el tratamiento se colocó el maniquí con láser y se posicionó en el isocentro de tratamiento. Para corregir el posicionamiento se realizó un CBCT y se aplicaron las correcciones pertinentes utilizando Hexapod y Precise, realizando este procedimiento tres veces en cada caso.

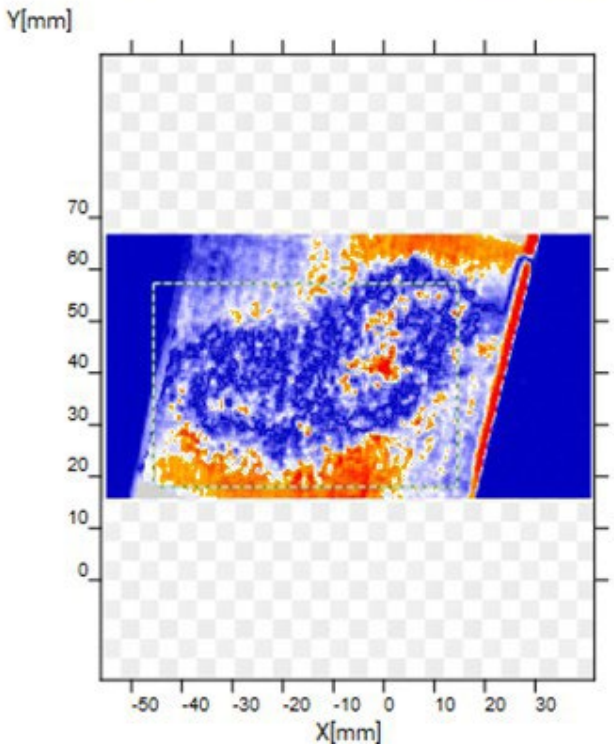
RESULTADOS

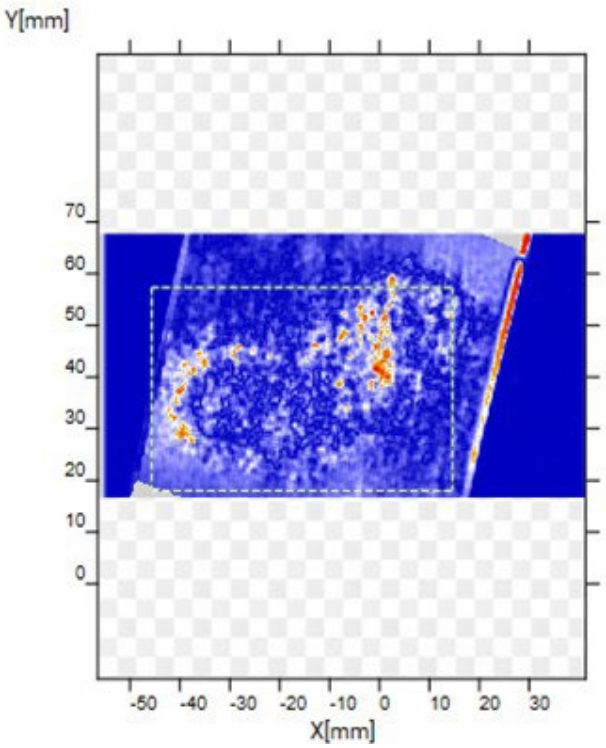
Los desplazamientos obtenidos y sus valores promedio se presentan en la tabla. Señalar que, para la configuración Precise, no se registraron desplazamientos, ya que ninguno superó el milímetro, y no realiza correcciones rotacionales. Además, se incluyen los perfiles de radiación en los ejes X e Y, así como el análisis gamma (3%, 1 mm) de las películas irradiadas, tanto con cómo sin corrección.

	Hexapod		Precise	
	Posicionamiento 1			
	T (cm)	R (grad)	T (cm)	R (grad)
x	0.02	0.3	-0.02	0.3
y	-0.09	0.3	-0.03	0.0
z	0.07	359.8	0.01	359.8
	Posicionamiento 2			
x	0.02	0.3	-0.02	0.3
y	-0.09	0.3	-0.09	0.4
z	0.03	359.8	0.02	359.9
	Posicionamiento 3			
x	0.03	0.3	-0.03	0.3
y	-0.08	0.4	-0.08	0.2
z	0.04	359.8	0.02	359.8
	Medias			
x	0.02	0.3	-0.02	0.3
y	-0.09	0.3	-0.07	0.2
z	0.05	359.8	0.02	359.8









DISCUSIÓN

Se ha comprobado la precisión de la Hexapod utilizando un maniquí antropomórfico para simular condiciones clínicas. En ausencia de correcciones con el sistema Precise, los resultados obtenidos al analizar las dos películas radiocrómicas reflejan los desplazamientos generados por la camilla Hexapod.

Al ajustar los perfiles de radiación mediante el software de análisis, se determinaron desplazamientos en los ejes X: -0,03 cm e Y: 0,08 cm. Estos ajustes resultaron en un aumento significativo en el índice gamma, pasando del 84,8% al 98,1%. Es importante considerar que las pequeñas rotaciones realizadas por la Hexapod no son tenidas en cuenta por el software, lo cual explica la ligera diferencia entre perfiles y la imposibilidad de alcanzar un 100% en el índice gamma. Por otro lado, los desplazamientos obtenidos en el CBCT y los realizados por la Hexapod se ajustan en gran medida, no superando el 0,1 mm en ningún caso.

CONCLUSIONES

En tratamientos estereotácticos, donde se requiere un alto gradiente de dosis, pequeños errores en el posicionamiento pueden comprometer significativamente en la cobertura del PTV o afectar la dosis en los tejidos sanos cercanos. Esto resalta la importancia del uso de la camilla Hexapod, ya que minimiza los riesgos clínicos y mejora la seguridad del paciente.

- Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT).
- Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101.

PLANIFICACIÓN DE IRRADIACIÓN CRANEOSPINAL PEDIATRICA CON IRRADIACIÓN PARCIAL DE CUERPOS VERTEBRALES INTEGRADA EN PROTONTERAPIA

Cabello Garcia, P. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (2); Mogollón Pajarón, J. M. (2); González De Almeida, P. (2); Viñals Muñoz, A. (2); Antolín San Martín, E. (2); Ramón García, C. (2); García Sanz, A. (2); García Ovejero, J. (2); Palma Delgado, J. (2); Serrano Andreu, F. J. (2); Aristu Mendióroz, J. J. (2); Pedrero De Aristizábal, D. (2)

(1) Clínica Universidad de Navarra, sede Madrid; (2) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

La irradiación craneospinal (CSI) es una de las principales indicaciones para protonterapia debido a la reducción de efectos secundarios a largo plazo, especialmente en pacientes pediátricos. Es habitual la inclusión de los cuerpos vertebrales completos en el volumen de irradiación para disminuir los problemas de crecimiento, generalmente a menor dosis que el canal medular para lograr el beneficio disminuyendo la dosis en tejido sano. Esto supone realizar el tratamiento en dos fases, con y sin inclusión vertebral, conllevando dos planificaciones complejas. Hemos diseñado un flujo de planificación semiautomático que permite realizar un único plan integrado en un tiempo reducido.

MATERIAL Y MÉTODOS

La prescripción de CSI se realiza a un CTV que comprende el cerebro y el canal medular del paciente. Adicionalmente se delimitan los cuerpos vertebrales anteriores para incluirlos a una dosis del 50%. El tratamiento se realiza en posición prono sobre un tablero degradador de haz de 4cm. Habitualmente son necesarios varios isocentros. El flujo de planificación en RayStation es el siguiente:

- Se decide el número de isocentros y se distribuyen de forma que queden los campos de igual tamaño. Se segmenta el CTV en cerebro, uniones de campos (10cm cada una) y volúmenes de canal. Todo este paso se automatiza con un script propio.
- Se divide el volumen de vertebras en tantos segmentos como campos y se crean los volúmenes auxiliares.
- Se introducen los campos utilizando una plantilla. Tres campos (180°, 90° y 270°) para el primer isocentro y uno (180°) para el resto.
- Se introducen los objetivos de optimización, de nuevo con una plantilla. En ellos se define que en que volúmenes posiciona spots cada haz. Los 3 haces del primer isocentro tratan la cabeza, mientras que únicamente el posterior trata la primera porción de canal y la primera unión. Los haces posteriores del resto de isocentros tratan su porción de canal y las uniones contiguas. Se posicionan spots de los haces posteriores en los cuerpos vertebrales correspondientes para que queden cubiertos por la dosis extendida debido a la optimización robusta del CTV, sin indicar un objetivo específico de cobertura.
- Se realizan habitualmente dos optimizaciones para lograr un plan adecuado
- Se evalúa la robustez de las uniones de campo. Se debe lograr una caída gradual de dosis con cada campo que sume una cobertura uniforme.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Siguiendo este flujo se logra una cobertura adecuada y robusta del CTV mientras que los cuerpos vertebrales reciben un D95≈50%. De esta forma se reduce la dosis innecesaria frente a irradiar las vértebras completas a la dosis de prescripción y la complejidad frente a hacer el plan en dos fases (vertebra y canal). Además, el uso de scripts y plantillas reduce el tiempo de planificación de dos horas a apenas unos minutos (sin contar el tiempo de optimización).

CONCLUSIONES

Se ha establecido un flujo de planificación de CSI pediátrica que permite la irradiación parcial de los cuerpos vertebrales en una única fase y con un tiempo de planificación considerablemente reducido.

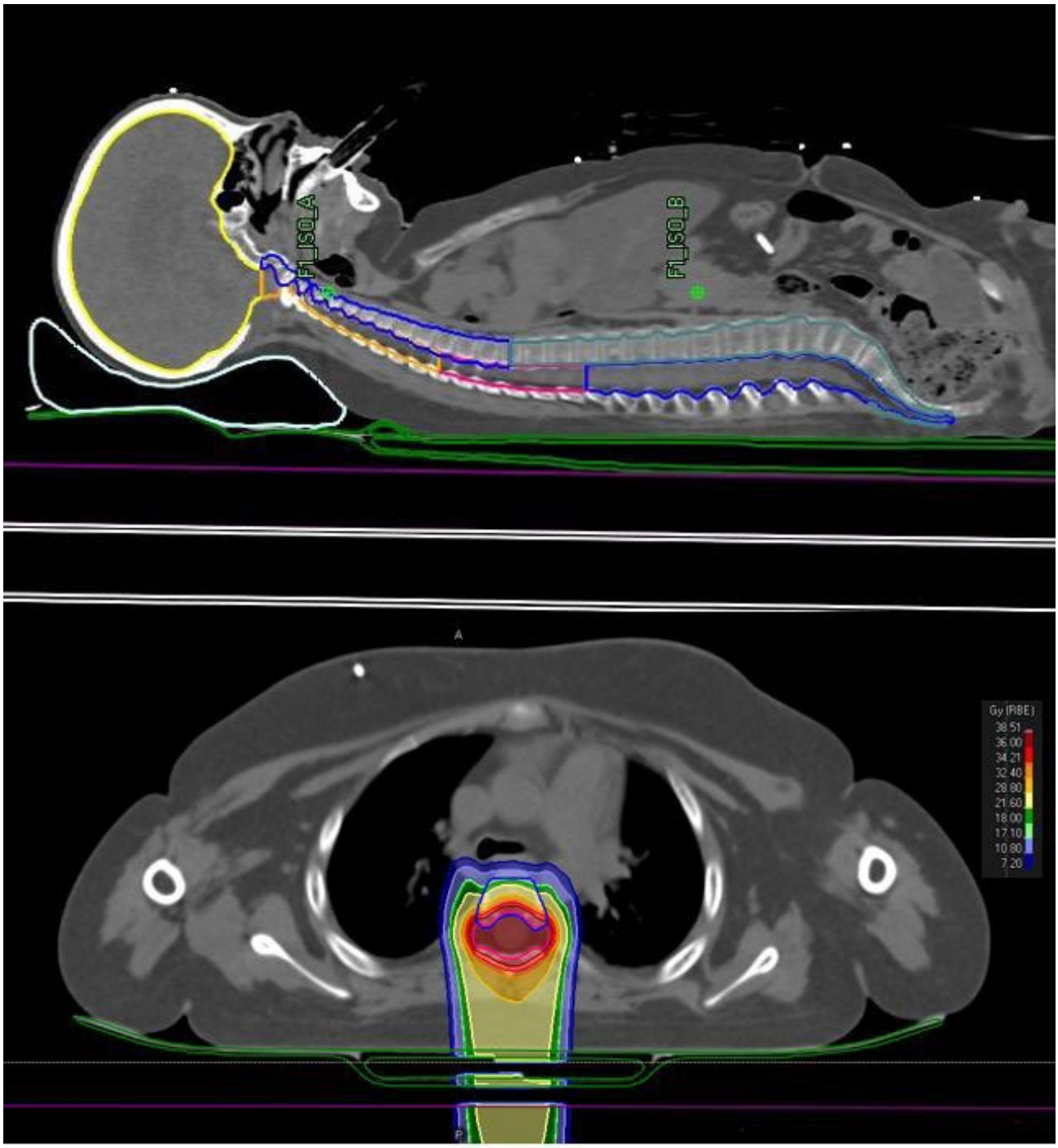


Fig 1. Arriba, isocentros y volúmenes target segmentados. Abajo, distribución de dosis en la que se observa la cobertura de los cuerpos vertebrales con el "spread" de la optimización robusta.

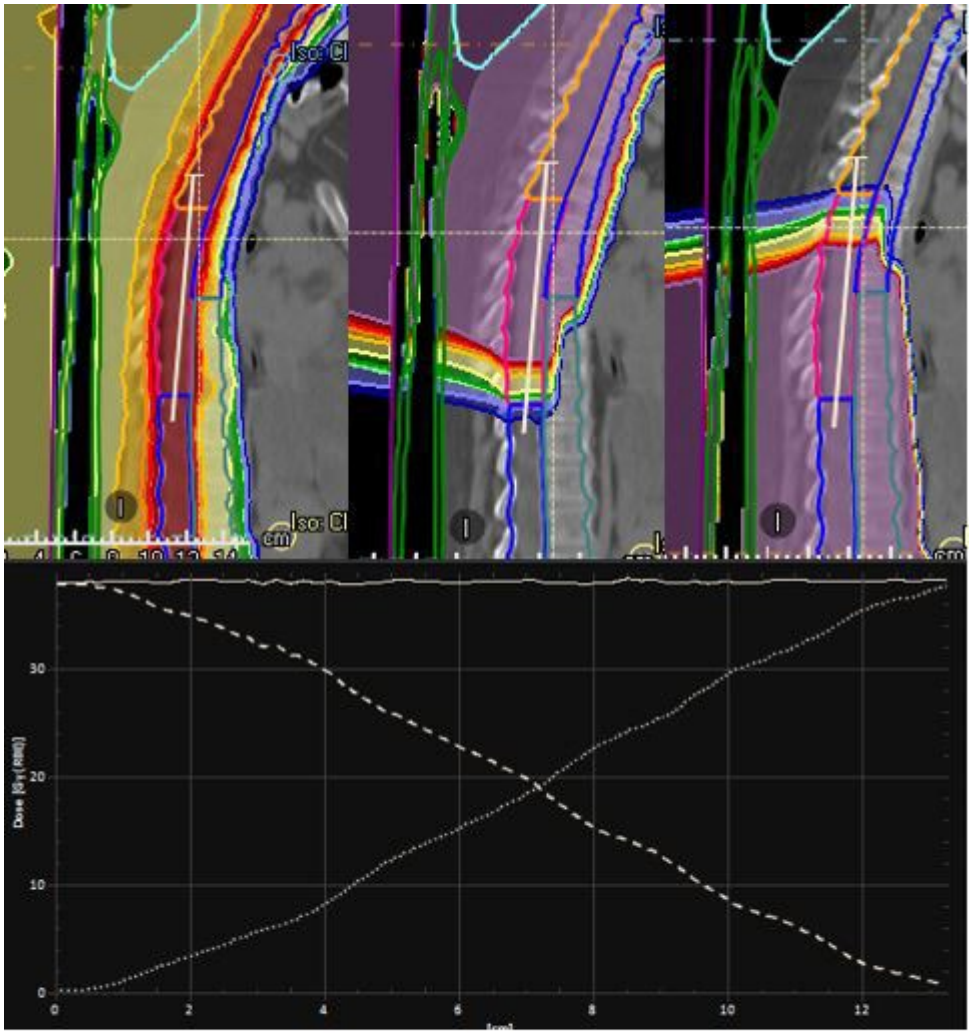


Fig 2. Degradado de dosis en la unión de campos. En línea continua la dosis total y en rayado y punteado la de los campos individuales.

EVALUACIÓN DE LA OCLUSIÓN DE LAS CÁMARAS EN EL SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE ALIGNRT

Chamorro Serrano, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Botella Faus, P. (1); Paradela Díaz, G. (1); Gallego Molina, C. (1); Roch González, M. (1); Simón De Blas, R. (1); Castro Tejero, P. (1)
(1) H.U. La Princesa

INTRODUCCIÓN

AlignRT es un sistema de SGRT capaz de monitorizar la superficie del paciente mediante la proyección y reflexión de luz, y consta de varios dispositivos de seguimiento instalados en el interior de la sala de tratamiento. Al incorporar un sistema de SGRT, es importante evaluar los posibles efectos del acelerador lineal sobre su funcionamiento[1]. En el caso de AlignRT, las cámaras de los dispositivos laterales pueden quedar obstruidas por el acelerador, comprometiendo la correcta reconstrución de la superficie del paciente. En este trabajo se describe un método para evaluar estos efectos y se analizan los resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado un sistema AlignRT v6.3 con cámaras Horizon. Para evaluar el impacto de la obstrucción de las cámaras, se emplearon distintos maniquíes y se consideraron las localizaciones más habituales, definiendo en cada caso la ROI recomendada por el

fabricante. Cada ROI se monitorizó durante varios minutos en cuatro sitaciones distintas: sin obstruir las cámaras, obstruyendo las cámaras de uno de los pods laterales, obstruyendo las cámaras del otro pod lateral y obstruyendo ambos pods laterales. A partir del análisis de los datos obtenidos se evaluó el impacto de las obstrucciones.

RESULTADOS

En la **figura 1** se muestra gráficamente el efecto de las oclusiones mediante diagramas de cajas.

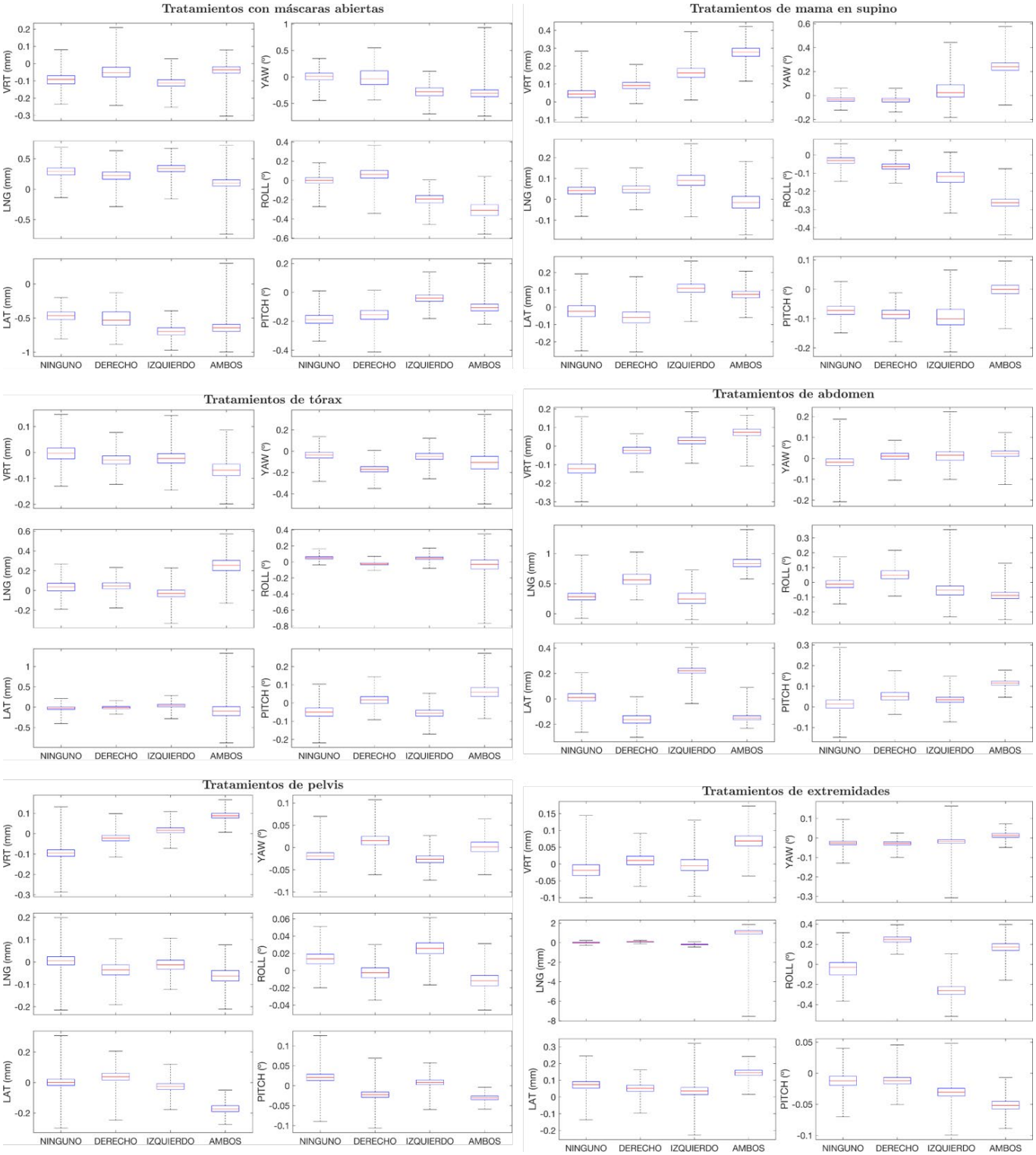


FIGURA 1: Efecto de la obstrucción de las cámaras. Se muestran en rojo la mediana, en azul el primer y tercer cuartil, y en negro los valores máximo y mínimo obtenidos. Las cuatro situaciones consideradas corresponden a adquisiciones sin bloquear ningún pod, obstruyendo el pod del lado derecho, el del lado izquierdo y los dos pods laterales.

DISCUSIÓN

En la **figura 1** se observa que, salvo alguna excepción, conforme la pérdida de información en la ROI reconstruida aumenta, también lo hacen la diferencia de las medianas respecto a los valores de 0 mm ó 0°, así como la dispersión de las distribuciones obtenidas. También destaca el hecho de que incluso con ambos pods laterales obstruidos AlignRT es capaz de reconstruir la ROI solamente con el pod frontal.

CONCLUSIONES

En la **tabla 1** se recoge la máxima desviación obtenida en las adquisiones, excluyendo el caso de la obstrucción de ambos pods, situación que no es habitual en la administración de tratamientos. Los valores de esta tabla

serían indicativos de cuál es el mínimo umbral que debería establecerse en cada localización y para cada variable.

Tabla 1

	Máscara abierta	Mama	Tórax	Abdomen	Pelvis	Extremidades
VRT (mm)	0.25	0.39	0.15	0.30	0.29	0.15
LNG (mm)	0.69	0.27	0.33	1.02	0.21	0.45
LAT (mm)	0.97	0.27	0.40	0.41	0.31	0.32
YAW (°)	0.70	0.44	0.35	0.22	0.11	0.31
ROLL (°)	0.46	0.32	0.17	0.36	0.06	0.52
PITCH (°)	0.41	0.21	0.17	0.29	0.13	0.10

REFERENCIAS

[1]2022. Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT): Procedimientos recomendados para la aceptación y puesta en funcionamiento. Revista de Física Médica. 23, 1 (Mar. 2022), 35–80. DOI:https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.1.003.

VARIACIONES EN EL POSICIONAMIENTO DE UN SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE PARA DISTINTAS SUPERFICIES DE REFERENCIA DICOM GENERADAS CON DISTINTOS UMBRALES

Chamorro Serrano, P. (1); Botella Faus, P. (1); Simón De Blas, R. (1); Roch González, M. (1); Obesso De Diego, A. (1); Gallego Molina, C. (1); Paradela Díaz, G. (1); Castro Tejero, P. (1)
(1) H.U. La Princesa

INTRODUCCIÓN

AlignRT es un sistema de SGRT capaz de reconstruir la superficie del paciente y compararla con una superficie de referencia que puede ser obtenida a partir de la reconstrucción del contorno externo del estudio TC de simulación. La superficie de referencia puede variar en función del umbral de unidades Hounsfield (HU) con el que se determina el contorno de la superficie, y esta variabilidad puede dar lugar a diferencias en la monitorización del sistema de SGRT[1]. En este trabajo se analiza la variación del posicionamiento de un maniquí mediante el sistema AlignRT para distintas superficies de referencias generadas con distintos umbrales de HU.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un estudio de CT a un maniquí antropomórfico y se exportaron las imagenes al planificador Eclipse v16.1. Se generó un plan sencillo y se segmentaron seis superficies usando distintos umbrales de HU. Se exportaron el plan y las estructuras al sistema AlignRT v6.3. Una vez posicionado el maniquí en el isocentro de tratamiento con ayuda del sistema de imagen del acelerador, se monitorizó durante varios minutos cada una de las ROIs correspondientes a las seis superficies generadas. A partir de los datos obtenidos, se evaluó la variabilidad de las traslaciones y rotaciones detectadas por el sistema AlignRT para las diferentes superficies de referencia.

RESULTADOS

En la **figura 1** se muestra, mediante diagramas de cajas, las adquisiciones correspondientes a las distintas superficies de referencia.

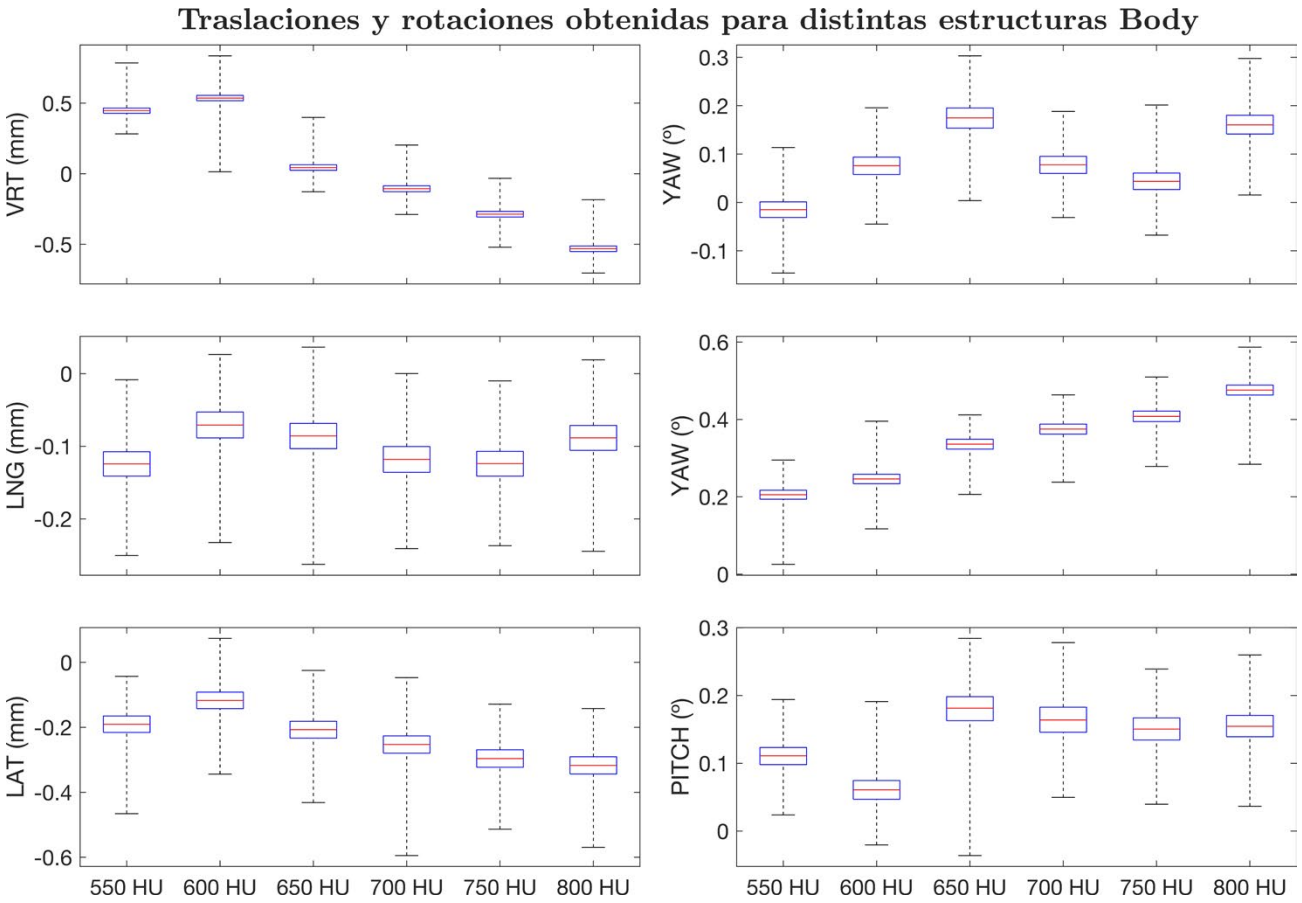


FIGURA 1: Variación de las traslaciones y rotaciones detectadas por AlignRT para las seis superficies generadas. Se muestra en rojo la mediana, en azul el primer y tercer cuartil, y en negro los valores máximo y mínimo obtenidos. En el eje x se muestran los distintos valores umbrales utilizados para generar las distintas estructuras.

DISCUSIÓN

En la **figura 1** se observa que los valores de las traslaciones y las rotaciones detectadas por AlignRT dependen del umbral de HU empleado para generar la superficie de referencia. Esta variación es lógica, pues como se aprecia en la **figura 2**, el tamaño de los distintos contornos generados cambia en función del umbral empleado, pudiendo haber hasta 1 mm de distancia entre las superficies correspondientes al menor y mayor umbral de HU.

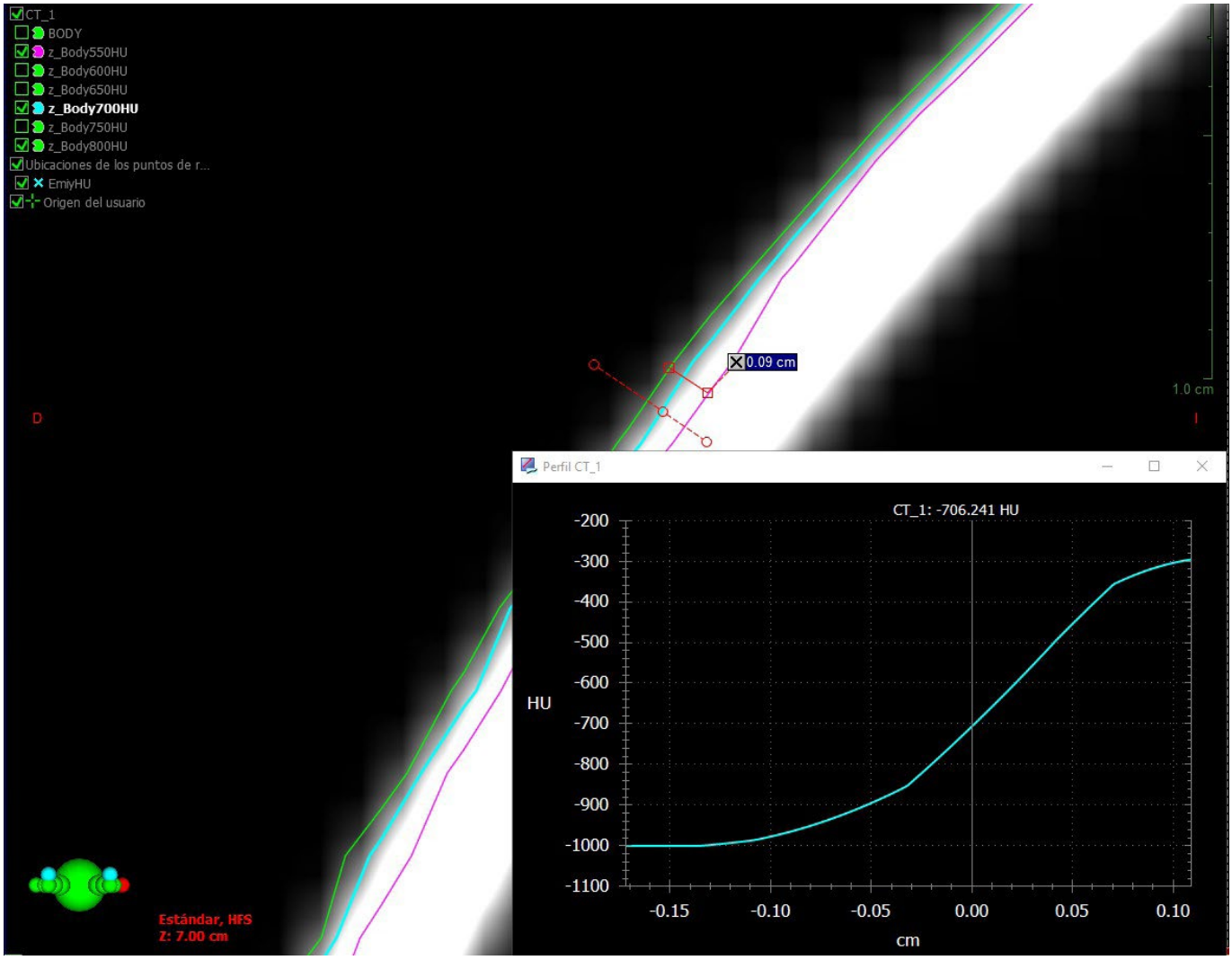


FIGURA 2: Se muestran tres de las superficies generadas. La diferencia de umbral da lugar a distintos tamaños de la superficie creada. Se muestra también un perfil del valor de HU.

CONCLUSIÓN

Para evaluar la exactitud del posicionamiento de un sistema de SGRT respecto a una superficie de referencia generada a partir de la superficie externa del estudio TC hay que tener en cuenta que puede existir cierta variabilidad en función del umbral de HU utilizado en la segmentación de la estructura.

REFERENCIAS

[1]Al-Hallaq HA, Cerviño L, Gutierrez AN, Havnen-Smith A, Higgins SA, Kügele M, Padilla L, Pawlicki T, Remmes N, Smith K, Tang X, Tomé WA. AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. Med Phys. 2022 Apr;49(4):e82-e112. doi: 10.1002/mp.15532. Epub 2022 Mar 15. PMID: 35179229; PMCID: PMC9314008.

EFECTO DOSIMÉTRICO DE LA MESA DE TRATAMIENTO EN PLANIFICADOR MONTECARLO

Jiménez Rubio, P. (1); Martín Cascales, P. (1); Llorente Ortega, M. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Luján Exposito, Á. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se estudian los efectos dosimétricos debidos a la mesa de tratamiento en un acelerador lineal sobre un maniquí de control pretratamiento (QA).

MATERIAL Y MÉTODOS

La mesa de tratamiento utilizada es iBEAM evo Couchtop (Elekta), el acelerador lineal es Versa HD (Elekta), el sistema de planificación (TPS) es Mónaco (Elekta) y el sistema de QA es Octavious 4D (PTW, Freiburg, Germany) con la matriz de detectores 1500.

El TPS está debidamente calibrado con una curva que relaciona unidades de Hounsfield en CT con densidad electrónica solo apta para tejidos biológicos. Al trabajar con otros materiales es recomendable conocer su densidad electrónica y sobrescribirla. Para caracterizar la mesa de tratamiento se han usado los valores de 0.7 para la fibra de carbono y 0.065 para el núcleo de espuma [1].

Para evaluar estos valores se calcularan una serie de tratamientos con y sin mesa, que se compararán con las medidas de QA en máquina, únicamente realizadas con mesa. Los tratamientos consisten en 5 arcos completos cuadrados (1 x 1, 2 x 2, 3 x 3, 4 x 4 y 5 x 5 cm), para su cálculo en el TPS se utiliza una rejilla de cálculo de 0,1 cm y una incertidumbre estadística de 1% en cada punto de control.

La comparación se realiza mediante un criterio gamma 2 mm 2 %, ampliamente usado clínicamente, y 0.1mm 0.1% para planes calculados.

RESULTADOS

Por un lado se tiene en la figura 1 la comparación con criterio gamma 2 mm 2 %, donde se ve que las discrepancias entre planes calculados son inapreciables y experimentalmente la consideración de la mesa mejora el índice gamma un 0,5%, frente al 8% de error debido al montaje experimental.

En la figura 2 se usa el criterio 0,1 mm 0,1 %, apreciándose diferencias en entre planes calculados. Apreciándose una caída monótona con el tamaño de campo en el índice gamma, a diferencia de lo que ocurre en el caso anterior con la medida experimental en campo 1x1. Este efecto podría deberse al gran tamaño de pixel en Octavious (4,4 x 4,4 x 3 mm).

CONCLUSIONES

En el caso estudiado, de arcos completos con incidencia homogénea, los efectos de la mesa son apreciables en un QA. Para concluir recomendaciones generales sería necesario un estudio con planes clínicos y un detector con mayor resolución.

BIBLIOGRAFIA

Zefiro, D., Piergentili, M., Bampi, R., & Foppiano, F. (2018). 223. Dosimetric characterization of the iBEAM evo carbon fiber couchtop for Monaco radiotherapy treatment planning. Physica Medica: European Journal of Medical Physics, 56, 199-200.

FIGURA 1: Comparación dosimétrica gamma 2mm 2% entre considerar la mesa y no hacerlo.

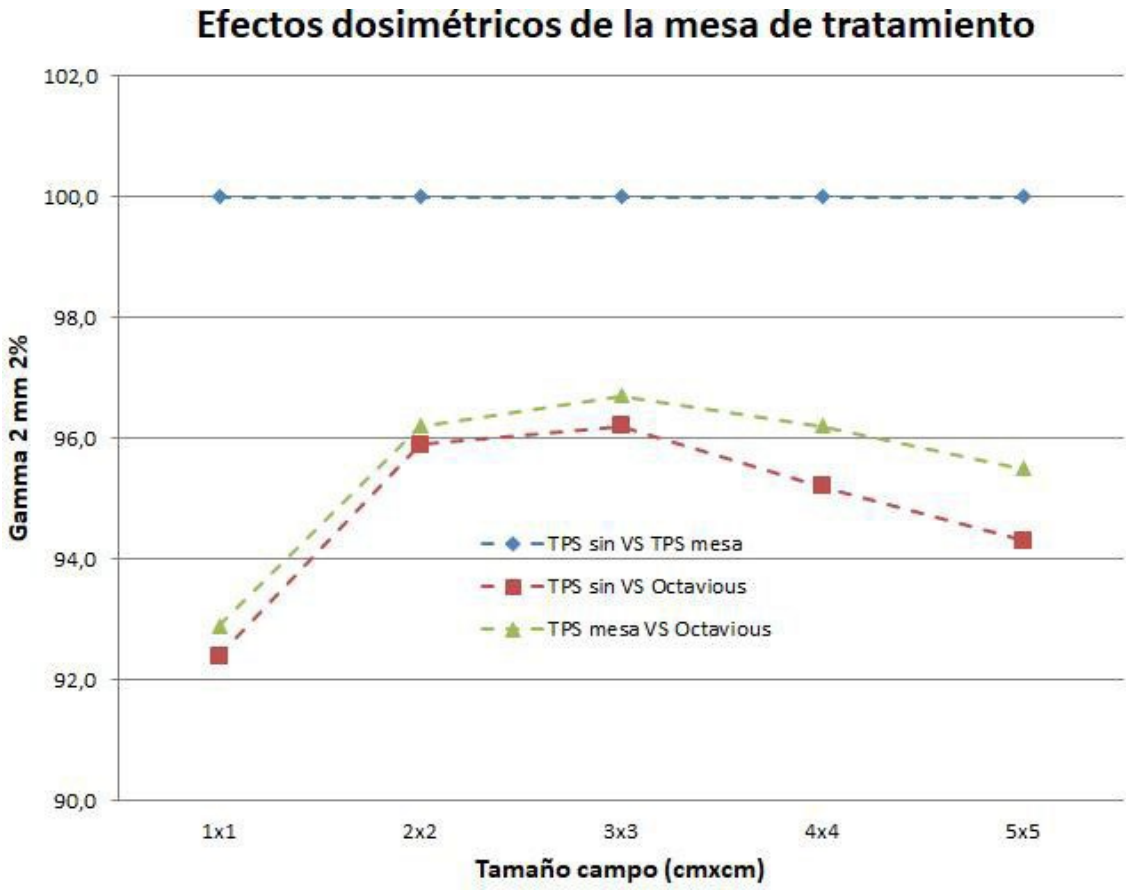
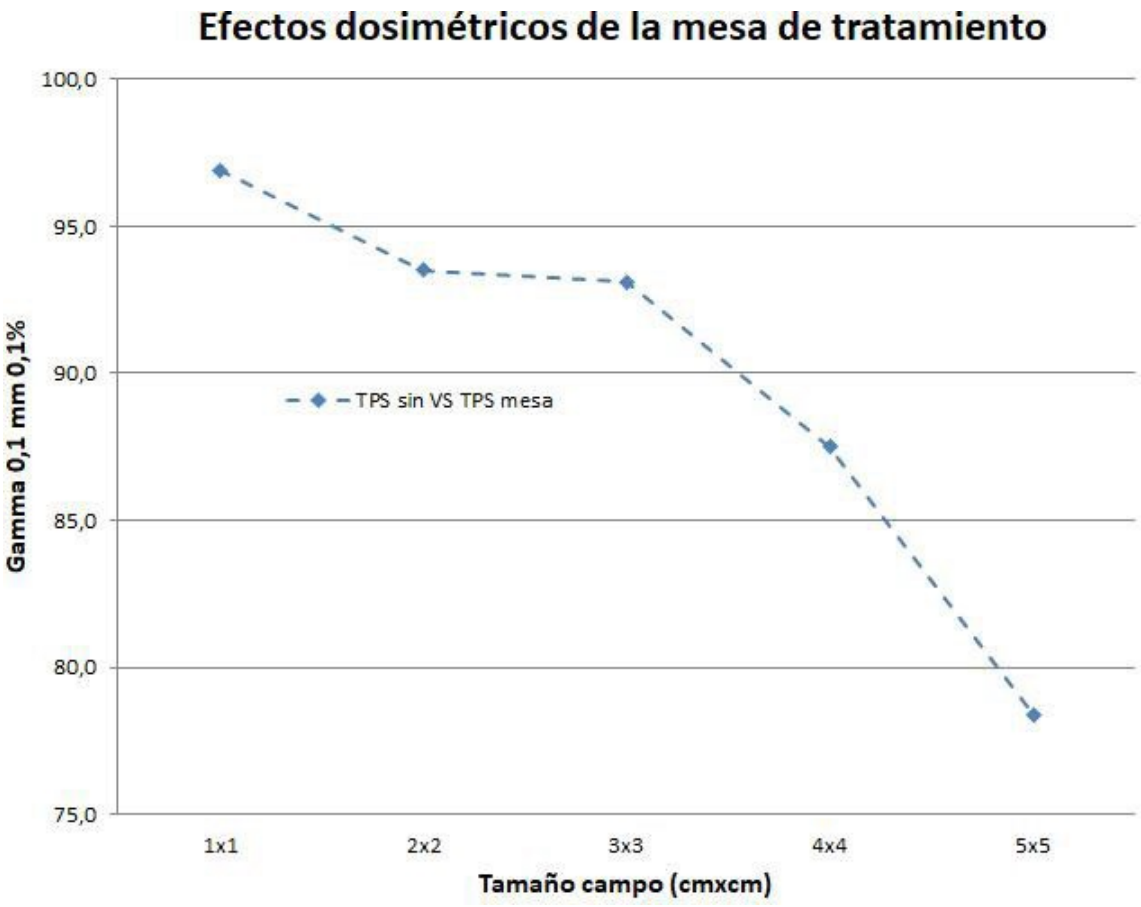


FIGURA 2: Comparación dosimétrica gamma 0,1mm 0,1% entre considerar la mesa y no hacerlo con el TPS.



USO DE UN SISTEMA DE GUIADO POR SUPERFICIE PARA TRATAMIENTOS CON HACES DE ELECTRONES

Botella Faus, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Paradela Diaz, G. (1); Simón De Blas, R. (1); Roch, M. (1); Gallego Molina, C. (1); Castro Tejero, P. (1)
(1) H.U LA PRINCESA

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radioterapia guiada por superficie (SGRT) se basan en la detección de la superficie del paciente para controlar el posicionamiento del mismo sin usar radiación ionizante. De ese modo, se puede localizar y monitorizar in vivo la zona a tratar pudiendo en ocasiones incluso evitar imagen para el posicionamiento del paciente.

Este puede ser el caso de los tratamientos con electrones, puesto que en este caso las lesiones son de poca profundidad y se mueven completamente solidarias a la superficie del paciente. Pero al mismo tiempo los aplicadores de electrones pueden provocar la oclusión de las cámaras.

El objetivo de este estudio es describir la experiencia en la implementación de la técnica de SGRT en tratamientos con electrones.

MATERIALES Y MÉTODOS

El centro en el que se implementó la técnica de SGRT consta de un TrueBeam 120 MLC equipado con electrones de energías de 6, 9 y 12 MeV. El planificador es Eclipse y el sistema de guiado por superficie implementado en el centro es el AlignRT (VisionRT). El maniquí antropomórfico Emily (VisionRT) se utiliza para estudiar el efecto de oclusión de las cámaras.

Se coloca el maniquí en la mesa y se coloca un bolus de 0,5 cm de grosor en la zona de la lesión para simular un tratamiento de abdomen (Figura1). Se toma una nueva superficie de referencia.

Se crea una ROI representativa, evitando el bolus, en la superficie de referencia para monitorizar el tratamiento. Se simulan diferentes posicionamientos de tratamientos de electrones para comprobar que AlignRT no presenta problemas a la hora de monitorizar tratamientos con distintos ángulos de mesa y de gantry y que el bolus no interfiere con las cámaras de infrarrojos.

RESULTADOS

Se ha comprobado que AlignRT es capaz de monitorizar correctamente una ROI en un tratamiento de electrones sin interferencias, para diferentes posiciones de gantry. (Figura2)

DISCUSIÓN

Una vez comprobado que AlignRT es capaz de monitorizar en todo momento la ROI delimitada a pesar del complejo montaje que requiere un tratamiento de electrones, se empezará a usar esta metodología en el centro.

CONCLUSIÓN

La SGRT es una técnica de posicionamiento precisa en este tipo de tratamientos en los que no es posible realizar un CBCT.



FIGURA 1: Simulación de un tratamiento con electrones utilizando el maniquí Emily.

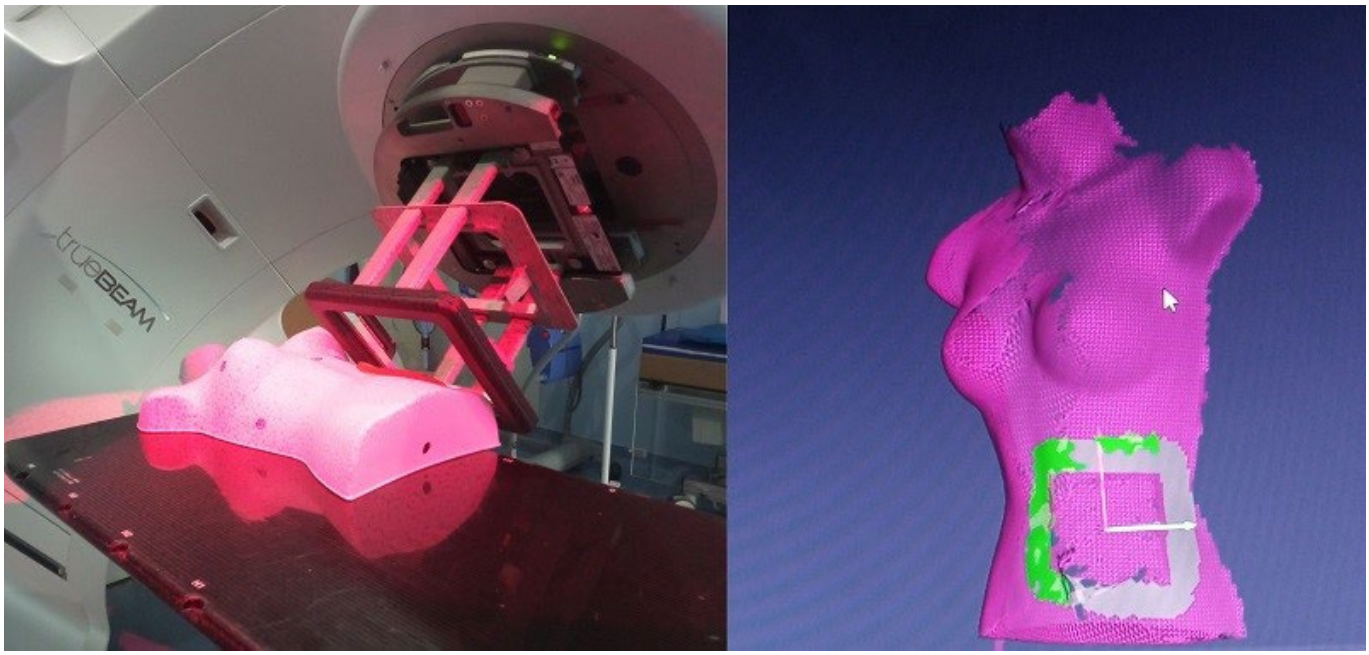


Figura2: Resultado de la monitorización de la ROI creada, utilizando el ángulo de gantry más desfavorable (45º).

COMPARACIÓN DE LOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN MONACO- ECLIPSE

Lopez Blanco Diaz, P. (1); González González, E. (1); Vera Tena, D. (1); García Romero, A. (1); Calvo Carrillo, S. (1); Castan Guerrero, C. (1); Gómez González, N. (1); Serrano Zabaleta, S. (1); Castro Moreno, R. (1); Barranco López, A. (1); Ortega Pardina, P. (1); Jiménez Albericio, J. (1); Ruiz Manzano, P. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, Zaragoza

La fase de planificación de tratamientos tiene un gran impacto en la calidad del proceso radioterápico. Existen distintos sistemas de planificación que emplean algoritmos diversos de optimización y cálculo. En el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza contamos con dos de ellos: Monaco y Eclipse. Esto permite una comparación de diversas métricas entre ambos, centrándonos en los tratamientos de arcoterapia volumétrica (VMAT) de SBRT de próstata.

El sistema de planificación (TPS) Monaco v6.2 (Elekta) cuenta con un algoritmo de optimización en dos pasos, usando primero pencil beam para la fluencia y utilizando cálculo XVMC (Monte Carlo) tras configurar los segmentos con el colimador multilámina (MLC), mientras que Eclipse v15.5 (Varian) emplea un algoritmo específico multiresolución para la optimización (PO) y calcula posteriormente con Acuros XB. Todos los planes analizados usan 2 arcos completos de VMAT en el acelerador VersaHD de Elekta modelado en ambos sistemas. No se ha modificado el colimador para equiparar ambos métodos de planificación (Monaco junta ida y vuelta como un solo haz). La prescripción utilizada es de 42Gy en 6 fracciones.

Se ha intentado planificar de tal modo que los parámetros relevantes de los histogramas dosis-volumen HDV obtenidos fueran similares en ambos sistemas, intentando cumplir los objetivos clínicos de manera realista.

Se han evaluado índices de complejidad, como el modulation complexity score (MCS)[1], el plan modulation (PM)[2] y el cociente de unidades monitor por cGy por fracción (UM/cGy), así como otros parámetros de relevancia (duración del tratamiento, tasa de dosis...). Las métricas han sido obtenidas con un script de Matlab, planAnalyzer_v6*.

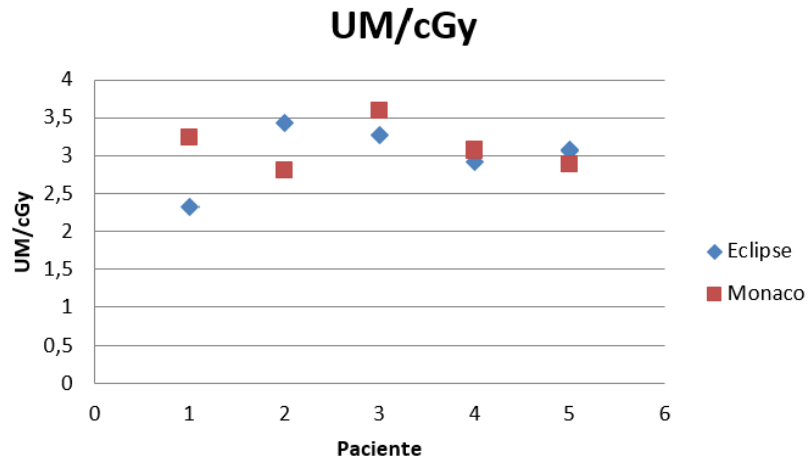
El análisis de estas métricas ha revelado algunas similitudes y diferencias entre ambos TPS. Por un lado, los coeficientes UM/cGy y PM son muy similares (figura 1), sin embargo, el coeficiente MCS es mayor en todas las planificaciones de Monaco (figura 2). De estos resultados se puede concluir que el tamaño de la apertura del MLC es similar pero que Eclipse tiene una tendencia mayor a variar la forma del MLC entre puntos de control. Por otro lado, la tasa de dosis es mucho más constante en Eclipse, siendo en muchos casos la máxima durante todo el tratamiento, por lo que la duración de los tratamientos planificados con Eclipse es menor. La velocidad de brazo varía menos en Eclipse que en Monaco. Estas cuestiones afectan al comportamiento mecánico y dosimétrico del acelerador y pueden ser objeto de futuras investigaciones relacionadas con la verificación de planes.

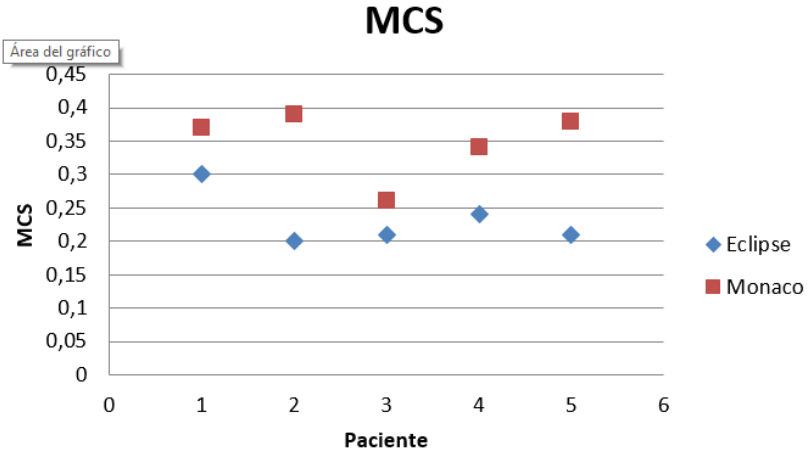
Las soluciones de ambos sistemas para los mismos casos y misma unidad de tratamiento son distintas. En lo referente a la forma del MLC en cada punto de control son más simples en el caso de Monaco, mientras que en tiempo de tratamiento y variabilidad de la tasa de dosis y la velocidad de brazo parece ofrecer resultados más cortos y estables Eclipse. Ambos sistemas permiten conseguir los objetivos del plan con la experiencia adecuada.

McNiven, Med Phys. 37 (2010)

Du, Med Phys. 41 (2014)

*Cedido por Hospital Sant Joan de Reus





EVALUACIÓN RETROSPECTIVA DE LA MONITORIZACIÓN DE DOSIS ADAPTATIVA PARA CÁNCER DE CÉRVIX EN LA UNIDAD RADIXACT

Sánchez Rubio, P. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Córdoba Largo, S. (1); Gil Haro, B. (1); Martínez Ortega, J. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

INTRODUCCIÓN

La unidad Radixact combinada con el software PreciseART, permite un flujo de trabajo eficiente para la radioterapia adaptativa offline (ART), superando la limitación de tamaño de campo de Ethos o MRI-LINAC, que impide enrolar pacientes con largos volúmenes de tratamiento.

Este trabajo investiga el potencial de identificar pacientes con cáncer de cérvix (CC) que puedan requerir ART mediante la evaluación de parámetros dosimétricos (PD) y cambios anatómicos durante el tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

22 pacientes con CC tratadas en Radixact (45Gy-55Gy/25fracciones) fueron evaluadas retrospectivamente en PreciseART. Para cada fracción (fx), el software calculó la dosis administrada en la imagen diaria (kVCT o MVCT), deformó las imágenes diarias y la dosis administrada al TC de planificación, acumuló la dosis administrada en el TC de planificación y proyectó la dosis a lo largo del tratamiento. Se monitorizaron los PD siguiendo protocolo Embrace-II, con umbrales de adaptación establecidos para TV y OARs (**Tabla 1.a**).

Dada la disminución del volumen tumoral observada habitualmente en la tercera semana[1], se seleccionó la 13ª fracción (fx) para evaluar si los PD proyectados en esta fase podían servir como umbral temporal para adaptar el plan (AP). También se tuvieron en cuenta los cambios anatómicos, incluidas las variaciones de volumen y de posición del centroide.

Tabla 1.a Parámetros dosimétricos (PD) objetivo para diferentes volúmenes

Volumen	Objetivo	Protocolo Embrace II local	Warning	Violación
ITV-T	D95%	>96%D	>95%	<95%
	D98%	>96%D	>95%	<95%
	V95%	>96	>95	<95
	D2%	<105	<107	<110
ITV-45	D95%	>96		<95
	D98%	>96	>95	<95
	V95%	>96	>95	<95
	D2%	<105	<107	<110
Intestino	V40Gy	<100cc	<250cc	> 250 cc
	V30Gy	<250cc	<500cc	> 500 cc
	D2cc	<105% D_{presc}	<107% D_{presc}	<110% D_{presc}
Vejiga	V40Gy	<75%	<80%	>80%
	V30Gy	< 85%	<90%	>90%
	D2cc	<105% D_{presc}	<107% D_{presc}	<110% D_{presc}
Recto	V40Gy	<85%	<90%	>90%
	V30Gy	< 95%	<100%	>100%
	D2cc	<105% D_{presc}	<107% D_{presc}	<110% D_{presc}

D_{presc}: Dosis de prescripción (45 Gy or 55 Gy/ 25fx)

Tabla 1.b. % de pacientes cuyos PD en 13fx and y 25fx superaron los umbrales de aviso y adaptación.(n= 22 patients)

		Warning		Violación	
Volumen	Objetivo	13fx	25fx	13fx	25fx
ITV-T	D95%	18%	9%	5%	5%
	D98%	5%	18%	27%	18%
	V95%	18%	14%	5%	5%
	D2%	5%	11%	0%	5%
ITV-45	D95%	11%	5%	5%	5%
	D98%	26%	32%	16%	5%
	V95%	11%	0%	5%	5%
	D2%	10%	11%	5%	5%
Intestino	V40Gy	43%	48%	5%	0%
	V30Gy	38%	38%	0%	0%
	D2cc	5%	5%	0%	5%
Vejiga	V40Gy	5%	14%	9%	9%
	V30Gy	14%	9%	14%	18%
	D2cc	0%	0%	0%	0%
Recto	V40Gy	0%	0%	0%	0%
	V30Gy	0%	0%	0%	0%
	D2cc	0%	0%	0%	0%

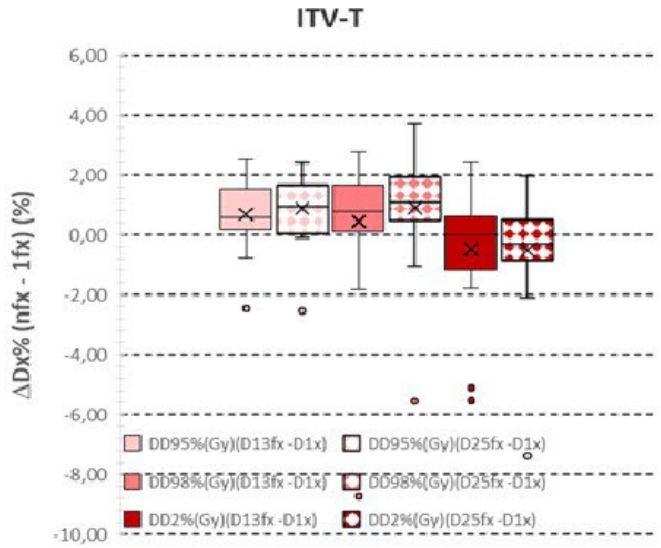
fx: fracción

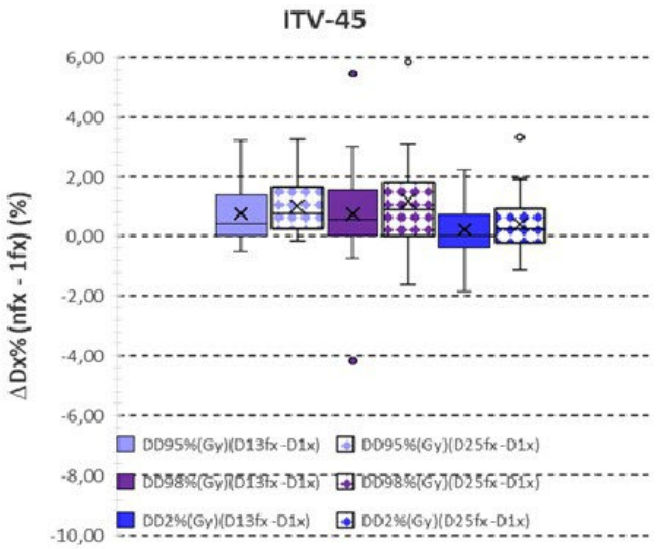
RESULTADOS Y DISCUSIÓN

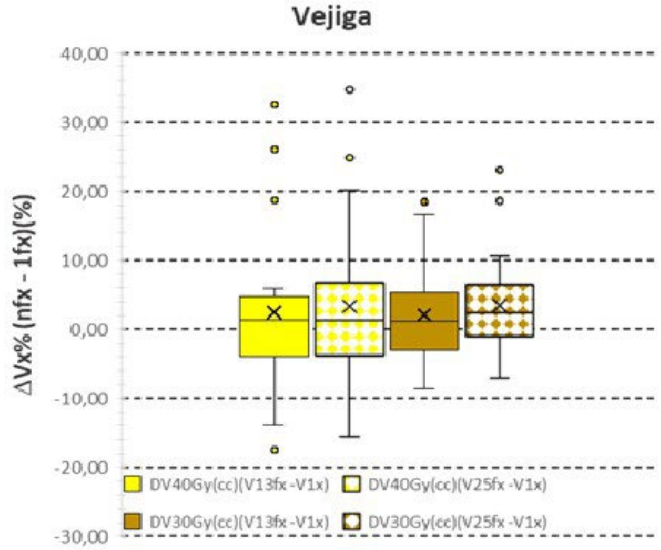
En la 13fx, el 18% de los pacientes habrían precisado una AP basándose en los PD proyectados (**Tabla1b**). La mayor tasa de adaptación, según D98% para ITV-T, habría sido del 27%. Los cambios anatómicos fueron modestos, con un desplazamiento promedio anterior de -0,10 ± 0,34 cm en la 13fx, y un cambio de volumen promedio de 1,45% ± 2,66%. Aunque los

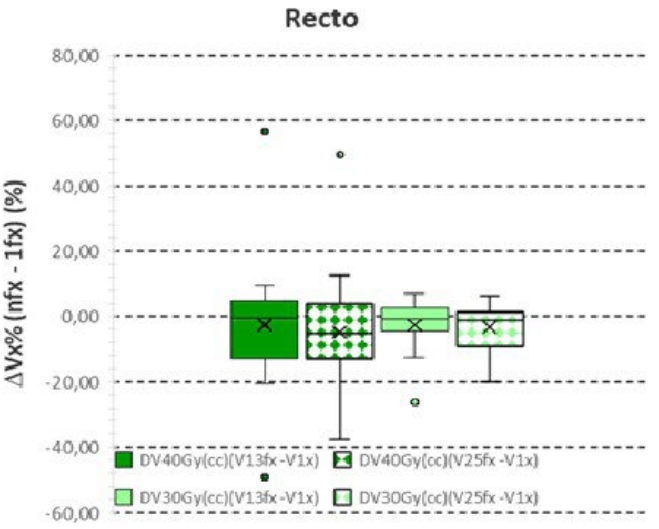
desplazamientos del high-risk CTV podrían utilizarse como posibles desencadenantes de la AP[2], es posible que estas pequeñas variaciones anatómicas no influyan significativamente en la necesidad de AP, por lo que el D98% podría sobrestimar la necesidad de adaptación. Además, no se superaron los umbrales de adaptación para D2cc en OARs, lo que indica que los planes fueron robustos, a pesar de los cambios anatómicos, debido al gradiente de dosis planificado entre TV y OARs. Sin embargo, D2cc para intestino y V30Gy para vejiga mostraron un aumento del 5% en PA de la 13fx a la 25fx. El volumen de la vejiga aumentó un 1,10% ± 5,21% en la 13fx y disminuyó un -3,60% ± 5,26% en la 25fx, pero estos cambios no provocaron grandes variaciones en ΔV40Gy y ΔV30Gy (Figura1).

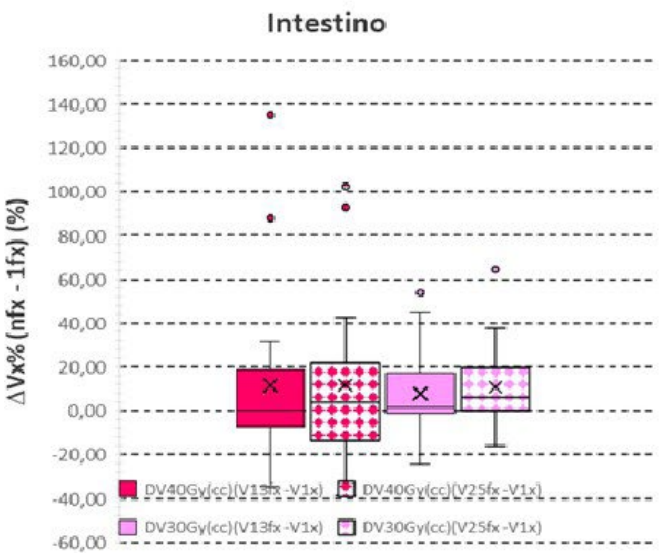
Las diferencias porcentuales entre los PD proyectados en la 13fx y en la 25fx respecto a la 1fx (**Figura 1**) fueron <1% para ITVs y <4% para OARs con desplazamientos del centroide <0,3cm, sustentando que los PD proyectados en la 13fx pueden estimar razonablemente la evolución del tratamiento.

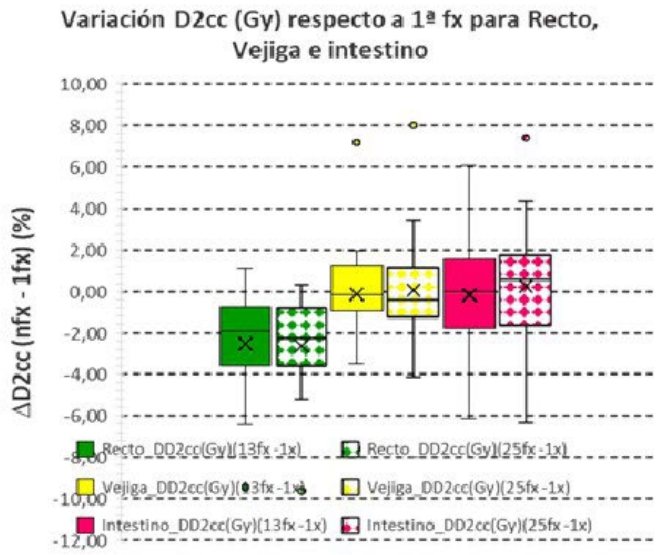












CONCLUSIÓN

La evaluación retrospectiva mostró que el 18% de los pacientes con CC podrían requerir una AP. A partir de las imágenes diarias, PreciseART identifica la necesidad de adaptación en la 13fx, lo que la convierte en una herramienta útil para optimizar la administración del tratamiento en CC.

USO DEL SOFTWARE SUNCHECK COMO CÁLCULO ALTERNATIVO EN PLANES DE CABEZA Y CUELLO

Trinidad Fernández, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Pons Polo, G. (1); Rodriguez Alarcón, C. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Baena Porras, M. (1); Márquez Pavo, L. (1); Carrasco Vazquez, D. (1); Mancha Mateos, P. J. (1); Roberto Domínguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

Este estudio evalúa la viabilidad de la herramienta DOSECHECK del software SUNCHECK para la verificación alternativa de los planes de tratamiento de cabeza y cuello. Para ello, se realiza un análisis Bland-Altman entre este software y las medidas con una matriz de detectores. Además, se establecen los límites de acción y las tolerancias con el objetivo de estandarizar el control de calidad de los planes de tratamiento en nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron 43 pacientes de cabeza y cuello, cuyo tratamiento fue planificado con el software MONACO. Los planes fueron calculados con DOSECHECK y evaluados mediante índices gamma (3%, 2 mm) con umbrales del 10% y 50%. Además, se midieron los planes utilizando la matriz de detectores OCTAVIUS Detector 1500 para calcular también el índice gamma.

Ambos métodos (medición directa y cálculo alternativo) fueron comparados para evaluar la dispersión y consistencia de los resultados.

Finalmente, se determinaron los límites de tolerancia y acción con base en medias y desviaciones estándar. Para ello, se ha seguido el procedimiento descrito en el documento TG N°148 de la AAPM, utilizando un parámetro β de 8 para el cálculo del parámetro ΔA (diferencia entre los límites de acción inferior y superior).

RESULTADOS

Los resultados del análisis de Bland-Altman entre el índice gamma en la medición directa y el cálculo alternativo se observan en el siguiente gráfico. El índice gamma mostró una alta concordancia, con el 93.75% de los puntos dentro de los límites de acción.

Se ha seguido el procedimiento descrito en el “AAPM TG N0. 218” para calcular las tolerancias y los límites de acción de los planes de próstata sin pelvis en nuestro centro. Además, se ha evaluar la dispersión de la gamma de cada plan para comprobar que porcentaje de los planes se encuentran dentro de nuestros límites. El índice gamma mostró una alta concordancia, con el 97.67% de los puntos dentro de los límites de acción.

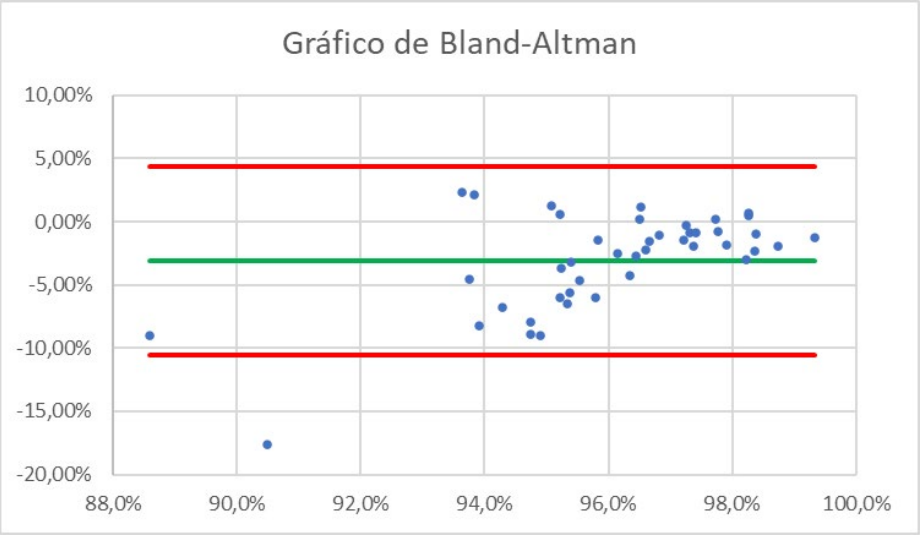


FIGURA 1. Gráfica de Bland-Altman representando la concordancia entre los índices gamma calculados en DOSECHECK y a partir de la medida de la matriz.

Usando el control estadístico de procesos se han establecido los siguientes límites de acción y tolerancias para los valores de índice gamma calculados en DOSECHECK:

Hospital Universitario de Badajoz	
Tolerancia	Límite de acción
(3%,2mm) – Th 10% → 90,91%	(3%,2mm) – Th 10% → 89,9%
Universales – AAPM TG 218	
Tolerancia	Límite de acción
(3%,2mm) – Th 10% → 95%	(3%,2mm) – Th 10% → 90%

TABLA 1. Límites de acción y de tolerancia calculados para el Hospital Universitario de Badajoz para el software DOSECHECK y límites de acción y de tolerancia aceptados como universales.

DISCUSIÓN

La fuerte concordancia observada entre los resultados obtenidos con DOSECHECK y los sistemas de verificación convencionales avala su utilización como una herramienta confiable. Sin embargo, debido a que los límites de tolerancia y acción se encuentran por debajo de los es estándares internacionales, se recomienda verificar con una matriz los planes con un índice gamma comprendido entre los calculados y los estándares.

CONCLUSIONES

DOSECHECK demuestra ser una alternativa viable para la verificación de planes de cabeza y cuello, permitiendo mejorar el control de calidad y optimizar los flujos de trabajo en radioterapia teniendo en cuenta los límites de tolerancia y acción.

UTILIDAD DE LA SIMULACIÓN MONTE CARLO EN PROTONTERAPIA

Arce, P. (1); Azcona Armendariz, J. D. (2); Viñals Muñoz, A. (2)
(1) CIEMAT; (2) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

La simulación Monte Carlo es ampliamente reconocida como la más precisa para cálculos de dosis en radioterapia. Los sistemas de planificación comercial utilizan aproximaciones más rápidas a costa de sacrificar precisión. Además, Monte Carlo permite incluir efectos biológicos en los cálculos de dosis, lo que es crucial para explicar algunos daños postratamiento. Por ello, muchos centros de protonterapia utilizan Monte Carlo, especialmente con el código Geant4. En este contexto, hemos desarrollado una simulación con GAMOS/Geant4 para la Clínica Universidad de Navarra.

MÉTODO

Primero, ajustamos los perfiles transversales en aire a datos experimentales, simulando cada perfil con dos gaussianas con correlación entre posición y dirección más la rotación de la elipse XY. Desarrollamos un método automático para ajustar los 16 parámetros resultantes para cada una de las 98 energías. Las energías de los haces se ajustaron usando rendimientos en profundidad integrados en agua (IDD). Optimizamos los parámetros de Monte Carlo para mejorar la simulación de perfiles transversales en agua, tanto en precisión como en tiempo de CPU.

Tras ajustar los parámetros, comprobamos la precisión con medidas en diferentes picos de Bragg extendidos (SOBP) en agua y en diversos materiales. Con el modelo de GAMOS ajustado, simulamos una variedad de pacientes para identificar tratamientos donde las ventajas de la simulación Monte Carlo son mayores. Se han identificado también los casos con zonas donde la elevada dosis biológica incluye órganos sensibles.

RESULTADOS

Los perfiles transversales de los haces se ajustaron con una precisión en FWHM de decenas de micras y un índice gamma-1D 1%/1mm menor que 0.5 en cualquier punto. La FIGURA 1 muestra las diferencias de precisión entre GAMOS y el TPS comercial. Las distribuciones de energías se ajustaron con un índice gamma-1D 1%/1mm respecto a los IDD menor que 0.25 para bajas energías y 0.5 para altas energías, como se ve en la FIGURA 2. Los parámetros finales proporcionan dosis en los SOBPs compatibles con la precisión de las medidas experimentales.

Además, tras ajustar todos los parámetros y modelos de física de Geant4, logramos una reducción del tiempo de CPU del 25% respecto a los modelos utilizados en la mayoría de publicaciones.

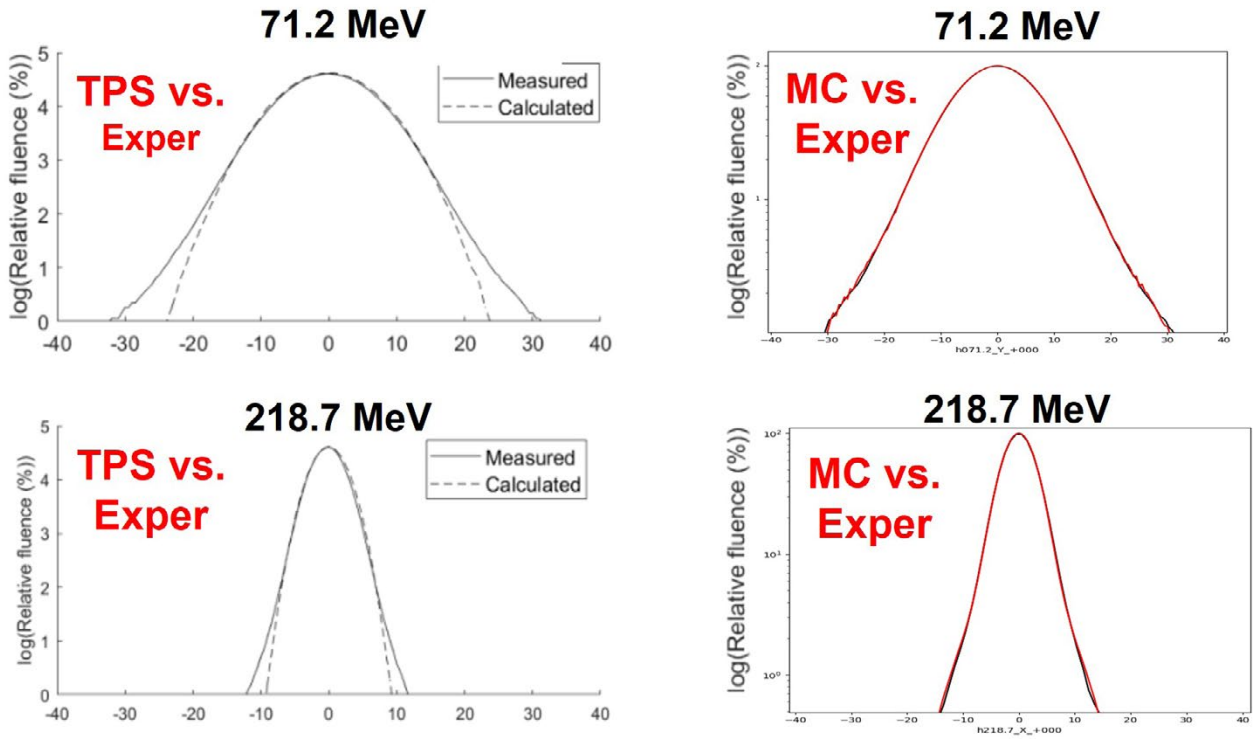


Fig.1 Perfiles transversales en aire

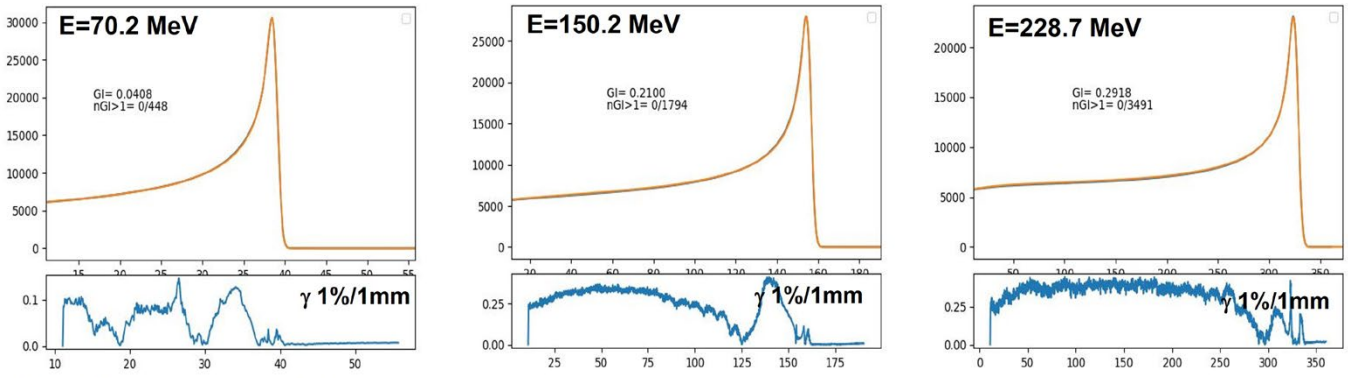


Fig. 2. Perfiles en profundidad en agua

CONCLUSIONES

La alta precisión obtenida en el ajuste de la simulación con GAMOS nos ha permitido estudiar los tipos de tratamientos en los que esta simulación ofrece mayores ventajas frente a los cálculos del TPS comercial. Además, hemos introducido la dosis biológica con diferentes modelos e identificado los tratamientos donde esta magnitud es más importante que la dosis física. En un trabajo futuro, examinaremos retrospectivamente una cohorte de pacientes con estos tratamientos para confirmar la utilidad de la dosis biológica y definir el modelo más adecuado.

GAMOS es una aplicación de libre distribución, disponible para Windows y Linux, con una primera versión de Interfaz Gráfica de Usuario para protonterapia. Esto la convierte en una herramienta útil no solo para la simulación de tratamientos en la CUN, sino para cualquier otro acelerador de protonterapia.

PRECISIÓN Y EFICACIA DEL SISTEMA KLARITY PARA RADIOTERAPIA ESTEREOTÁCTICA

Liñán Rodriguez, P. M. (1); Sanchez Rubio, P. (1); Rodriguez Romero, R. (1); Orive Escalada, J. (1); Martinez Ortega, J. (1)
(1) H. Universitario Puerta de Hierro

INTRODUCCIÓN

La radioterapia estereotáctica (SBRT) requiere distribuciones de dosis con altos gradientes para garantizar una cobertura tumoral minimizando la dosis en órganos de riesgo. El posicionamiento e inmovilización del paciente son esenciales para lograr un tratamiento preciso.

Este estudio evalúa la precisión del sistema Klarity SBRT, el cual emplea una estructura más abierta y menos restrictiva en comparación con los sistemas de inmovilización tradicionales, mediante el análisis de traslaciones y rotaciones obtenidas de la IGRT diaria.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizó retrospectivamente 7 SBRT hepáticas (18Gy/3fx o 50Gy/5 fx) inmovilizadas con el sistema Klarity SBRT y tratadas en la unidad Radixact empleando un protocolo de corrección online empleando imagen MVCT o KVCT, mediante el cual se corrigieron 4 grados de libertad (DoF): 3 traslaciones y rotación roll. No se incluyen las correcciones Jaw y Pich debido a que la unidad Radixact no permite corregir dichas rotaciones.

Se determinaron las traslaciones y rotaciones promedio, así como los errores sistemáticos y aleatorios, con los que se estimó los márgenes requeridos empleando la fórmula de Van Herk [1].

Los resultados del sistema Klarity SBRT se compararon con los datos de 17 pacientes de SBRT pulmonar tratados en la unidad de Tomoterapia e inmovilizados con el sistema SBRT Siho.

RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra las traslaciones y rotaciones promedio poblacionales por inmovilizador

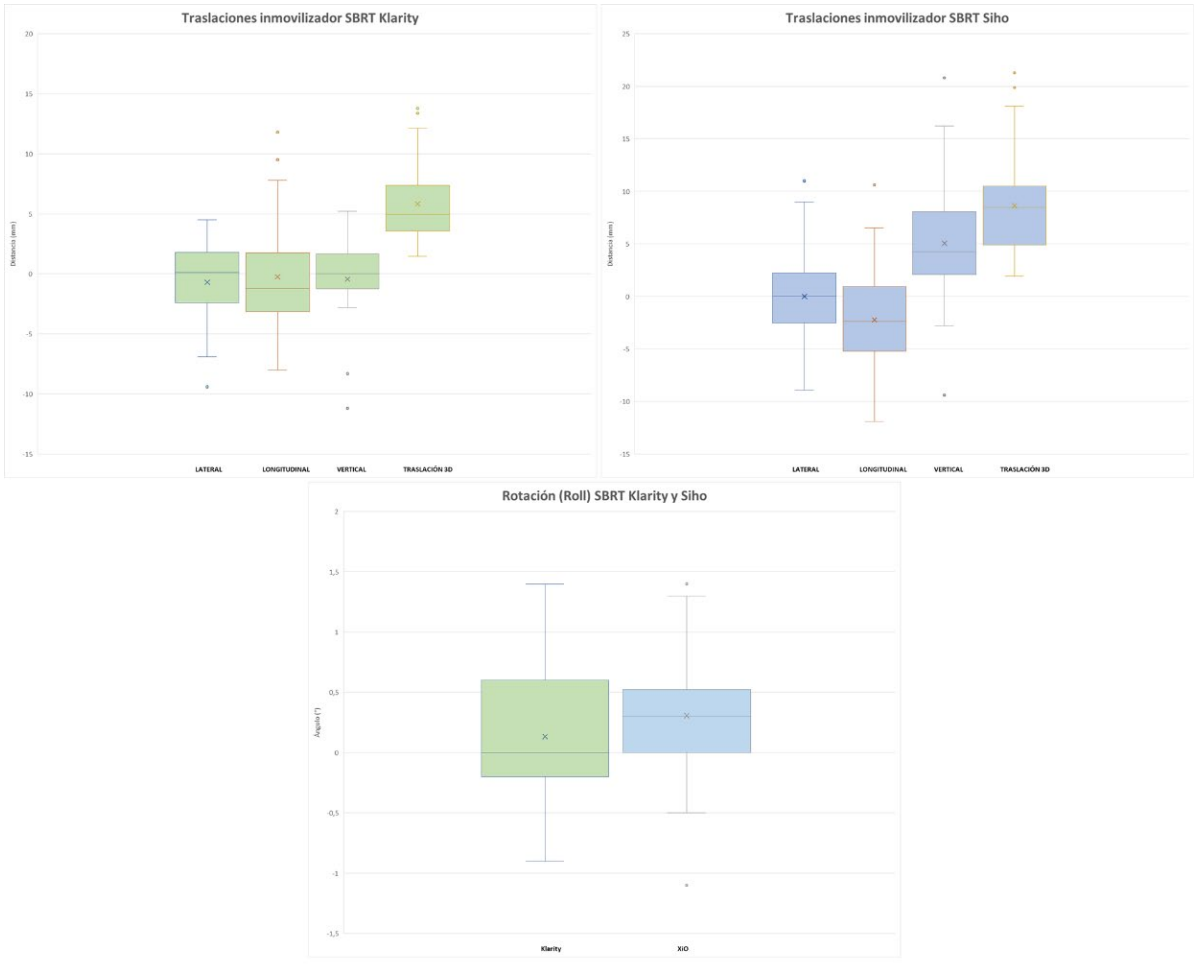


Figura 1: Desviaciones máximas en las direcciones traslacionales, y rotacional (Roll) para los sistemas SBRT Klarity y Siho

En las siguientes tablas se muestran los valores obtenidos poblacionales, así como los márgenes propuestos

SBRTHepáticos + SBRT pulmón + SBRT Vertebra inmobilizador SBRT Klarity

n=9	Lat (mm)	Long (mm)	Vert (mm)	Roll (°)	Vector 3D
M(μN)	-1,32	0,04	-0,88	0,20	6,30
Σ(μN)	2,71	3,23	2,30	0,40	2,40
RMS(sn)	3,05	3,59	2,77	0,42	2,65

MÁRGENES (Marcel van Herk) m= 2,5 S+ 0,7 s

Lat (mm)	*Long (mm)*	*Vert (mm)*
8,9	**10,6**	**7,7**

SBRT pulmón inmobilizador SBRT Siho

n=17	Lat (mm)	Long (mm)	Vert (mm)	Roll (°)	Vector 3D
M(μN)	-0,57	-2,23	5,72	0,35	9,12
Σ(μN)	2,97	3,45	4,48	0,31	3,40
RMS(sn)	2,62	3,74	3,82	0,38	1,84

MÁRGENES (Marcel van Herk) m= 2,5 S+ 0,7 s

Lat (mm)	*Long (mm)*	*Vert (mm)*
9,3	**11,2**	**13,9**

Tabla1: Datos poblacionales y Márgenes de cada Inmovilizador

Los resultados obtenidos en este estudio, teniendo en cuenta que estamos comparando lesiones hepáticas frente a pulmonares, indican que el sistema Klarity permitiría el uso de unos márgenes más pequeños que el inmovilizador previo, especialmente en la dirección vertical. Esto es debido a que el inmovilizador utiliza una cinta compresora de aire, regulable por un manómetro. En cambio, Siho consta de un soporte rígido que presiona el abdomen del paciente, haciendo que sea más incómodo y difícil de reproducir. Esta mejora se traduce en una mayor estabilidad del paciente durante el tratamiento.

Las desviaciones promedias obtenidas mejoran a las encontradas por Quan E. [2] para el sistema BodyFix: 3.2mm Lateral, 4.6mm Longitudinal y 1.9 mm de Vertical en pacientes con lesiones cercanas a la médula espinal o cauda equina. No obstante, nuestros valores entrarían en el rango de incertidumbre que presentan sus medidas.

CONCLUSIONES

La precisión del sistema Klarity SBRT es adecuada en la inmovilización del paciente en tratamientos estereotácticos.

BIBLIOGRAFÍA

Van Herk, M. Errors and margins in radiotherapy. Seminars in Radiation Oncology, 2004.

Quan E, Krafft SP, Briere TM, Vaccarelli MJ, Ghia AJ, Bishop AJ, Yeboa DN, Swanson TA, Han EY. Comparison of setup accuracy and efficiency between the Klarity system and BodyFIX system for spine stereotactic body radiation therapy. J Appl Clin Med Phys. 2022 Nov;23(11):e13804. doi: 10.1002/acm2.13804. Epub 2022 Oct 9. PMID: 36210179; PMCID: PMC9680561.

ANÁLISIS COMPARATIVO 3D-CRT VS TÉCNICA HÍBRIDA (H-VMAT) EN PLANIFICACIONES DE MAMA DE CASOS COMPLEJOS

Liñán Rodriguez, P. M. (1); Alejo Luque, L. (2); Perales Molina, A. (1); Guibelalde Del Castillo, E. (3); Martinez Ortega, J. (1)
(1) H. Universitario Puerta de Hierro; (2) H. General U. Gregorio Marañón; (3) Universidad Complutense Madrid

INTRODUCCIÓN

El incremento en la complejidad de las planificaciones para el tratamiento del cáncer de mama mediante radioterapia, impulsado por los avances en los equipos diagnósticos y de tratamiento, ha llevado a la necesidad de reconsiderar las técnicas de planificación. La técnica 3D-CRT presenta limitaciones en el cubrimiento del volumen tumoral sin comprometer la protección de órganos de riesgo (OAR). La técnica híbrida 3D y VMAT (H-VMAT) [1] surge como una alternativa viable para mejorar los resultados en tratamientos complejos.

El objetivo es analizar la efectividad de la técnica H-VMAT en comparación con las técnicas 3D-CRT en tratamientos complejos de cáncer de mama, especialmente en casos que involucren nódulos axilares, mamaria interna o ambas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron un total de 10 pacientes tratadas mediante 3D-CRT con cáncer de mama izquierda que presentaban afectación supraaxilar, mamaria interna o ambas. La planificación se realizó en Raystation versión 12A SP1, y los tratamientos se administraron en un acelerador Truebeam MLC120. Se generó una nueva planificación H-VMAT con proporción dosimétrica 80% 3D-CRT y 20 % VMAT [2].

Se analizó el cubrimiento tumoral del PTV Mama, PTV nódulos axilares y PTV Mamaria interna (MI), así como el índice de conformación global de los PTV (isodosis del 95% de prescripción). Se evaluaron los OAR: corazón, arteria descendente anterior izquierda (LAD), ventrículo Izquierdo, pulmón izquierdo y médula espinal. El esquema de tratamiento fue 50Gy/25 fx.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Figura 1 muestra el volumen de cubrimiento (%) de cada uno de los PTV que está cubierto por al menos el 95% de la dosis de prescripción, así como el índice de conformación.

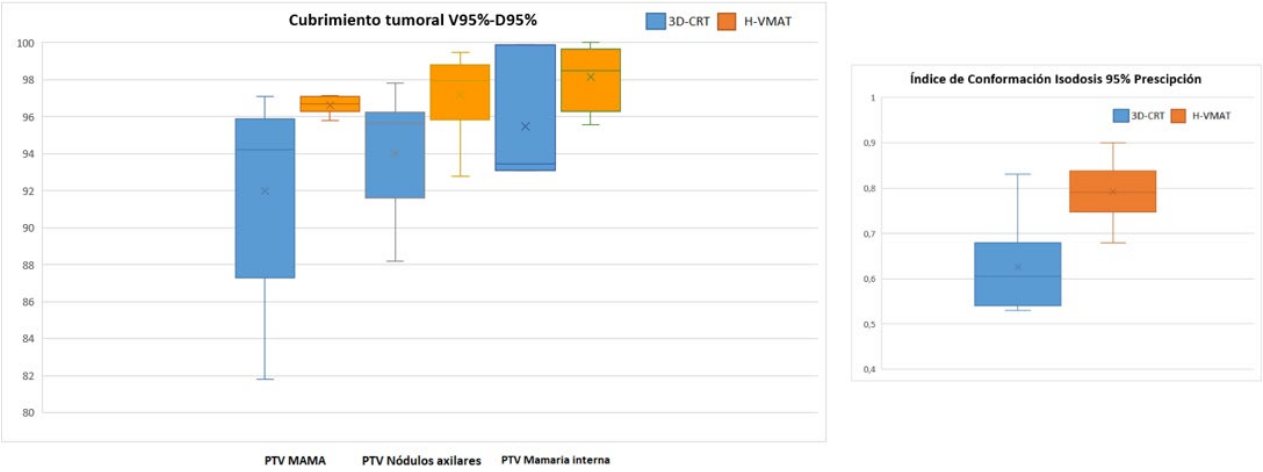


Figura 1: Cubrimiento tumoral e índices de Conformación del 95% de la dosis de prescripción al PTV global.

En la siguiente Tabla se encuentran los valores promedios de cada uno de los objetivos clínicos asociados a cada OAR, así como la desviación absoluta entre planes.

	ÓRGANOS DE RIESGO									
	CORAZÓN		LAD			Ventrículo			Pulmón Izq.	Médula espinal
Objetivos Clínicos	D.media <2.5Gy	V5% < 20Gy	V1% < 40Gy	V2% < 30Gy	D.media <10Gy	D.media < 3 Gy	V5% < 23Gy	V17% < 5Gy	V30% < 20Gy	45Gy < 0%
Promedio 3D	1,48	0,80	0,00	0,23	5,29	1,93	0,71	4,02	29,44	9,31
Promedio H-VMAT	2,16	1,02	0,00	0,19	5,88	2,44	0,51	4,49	26,96	5,28
Δ Entre planes	0,68Gy	0,22%	0%	-0,04Gy	0,59Gy	0,51Gy	-0,2%	0,47%	-2,49%	-4,03Gy

Tabla 1: Diferencias absolutas en "%" o "Gy para cada uno de los objetivos clínicos

La técnica H-VMAT mejora significativamente el cubrimiento tumoral y la conformación de dosis. En cuanto a los OAR, H- VMAT logra una disminución significativa en los histogramas dosis-volumen (HDV) del pulmón y de la médula espinal. Las dosis bajas generadas por la contribución VMAT hace que aumenten las dosis medias en corazón, LAD y ventrículo en 0.5Gy. No obstante, las dosis máximas puntuales disminuyen, por lo que los puntos del HDV mostrados en las tablas son equivalentes a la técnica 3D-CRT.

CONCLUSIÓN

La técnica H-VMAT proporciona mejor cobertura tumoral, mejorando significativamente los HDV de pulmón y médula, y obteniendo resultados análogos en corazón. Por tanto, la técnica resulta adecuada para casos complejos.

BIBLIOGRAFÍA

Racka I, Majewska K, Winiecki J, Kiluk K. Hybrid planning techniques for early-stage left-sided breast cancer: dose distribution analysis and estimation of projected secondary cancer-relative risk. Acta Oncol. 2023 Aug;62(8):932-941. doi: 10.1080/0284186X.2023.2238553. Epub 2023 Jul 30. PMID: 37516978.

Voyant C, Pinpin M, Leschi D, Prapant S, Savigny F, Acquaviva MA. Hybrid VMAT3DCRT as breast cancer treatment improvement tool. Sci Rep. 2024 Jan 3;13(1):23110. doi: 10.1038/s41598-023-50538-x. PMID: 38172237; PMCID: PMC10764879.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA Y ART OFFLINE DE CÁNCER DE PRÓSTATA EN ICBCT

García Mollá, R. (1); Vicedo Gonzalez, M. A. (1); Alcaraz Lozano, M. (1); Planes Meseguer, D. (1); García Hernández, M. T. (1); Rovira Escutia, J. J. (1); Gomez Pardos, R. (1); Bea Gilabert, J. (1)
(1) Consorcio Hospital General Universitario de Valencia

INTRODUCCIÓN

Uno de los últimos avances en radioterapia es la ART. Aunque el número de equipos con la posibilidad de realizar tratamientos online está creciendo, la mayoría de equipos de tratamiento de radioterapia externa son aceleradores convencionales. En estos equipos se está desarrollando la técnica de ART online y ya se puede realizar ART offline con la tecnología disponible.

En nuestro centro se ha desarrollado un flujo de trabajo que nos permite realizar ART offline de forma eficiente y sin incluir los algoritmos de registro deformable de imagen (DIR) en la toma de decisión de adaptar el plan de tratamiento. De esta forma valoramos dosimétricamente y adaptamos el plan con la imagen CBCT del día sin introducir la incertidumbre de los algoritmos de DIR, ni realizar un nuevo TC al paciente. Los detalles de flujo de trabajo y del cálculo en CBCT se han mandado en otras comunicaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado una revisión dosimétrica prospectiva de 20 pacientes, en cada uno de ellos se calculó el plan de tratamiento original en los CBCTs de las fracciones 1, 3 y 5. En los pacientes con dudas sobre su seguimiento se amplía el número de CBCTs. Todos los pacientes se trataron con 300 cGy por fracción y 20 sesiones de VMAT. Las estructuras anatómicas de interés fueron contorneadas por un software de autocontorneo con IA y revisados por un oncólogo radioterápico. Se valoró el $D_{98\%}$ y el $D_{2\%}$ de la próstata y el $V_{4000\ cGy}$ y $V_{6000\ cGy}$ de la vejiga y el recto.

El trabajo se ha realizado con el planificador Eclipse, optimizando los planes con RapidaPlan, un acelerador TrueBeam con CBCT iterativo (iCBCT) y el software de autocontorneo Limbus.

RESULTADOS

A continuación, vamos a resumir los resultados dosimétricos del seguimiento de los pacientes de cáncer de próstata:

- De 15 de los 20 pacientes no tuvieron desviaciones dosimétricas significativas.
- 3 pacientes sufrieron desviaciones en la vejiga por falta de llenado de esta.
- 1 paciente tuvo desviaciones en el recto por no tener un vaciado correcto y de falta de llenado en la vejiga.
- 1 paciente fue candidato a adaptar el plan por tener una desviación sistemática en el recto.

En el paciente candidato a adaptar, la dosimetría se reoptimiza con RapidPlan en el iCBCT para intentar cumplir los objetivos clínicos. RapidPlan nos permite obtener dosimetrías con una mejor calidad y homogeneidad entre ellas. El iCBCT nos permite calcular en el CBCT sin tener variaciones significativas de las densidades electrónicas entre pacientes.

Los planes se verifican con la dosimetría portal de Varian con la intención de que el paciente pueda tratarse en la siguiente fracción con el nuevo plan adaptado.

CONCLUSIONES

Nuestro sencillo flujo de ART offline permite evaluar dosimétricamente y adaptar los planes de tratamiento de cáncer de próstata sin necesidad de realizar un nuevo TC y sin la utilización de algoritmos (DIR). Esto mejora la calidad y seguridad del paciente y la eficiencia de los recursos.

ESTUDIO DE LA ROBUSTEZ DE LAS DOSIMETRÍAS CLÍNICAS DE SBRT DE PRÓSTATA CON ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA

Polo Cezón, R. (1); Bayón Llera, J. (1); Medina Céspedes, M. D. (1); Eugui Martínez, R. (1); Segura Arribas, S. (1); García Rescalvo, A. (1); Ortiz López, R. (1); Jiménez González, J. M. (1)
(1) Hospital Rey Juan Carlos

OBJETIVOS Y PROPÓSITOS

En este trabajo se estudia la robustez de las dosimetrías clínicas empleadas en los tratamientos de SBRT de próstata, entendiendo por robustez el cumplimiento de los parámetros dosimétricos exigidos (tanto en volúmenes objetivo como en órganos de riesgo) en diferentes escenarios de movimientos del paciente.

Se han calculado las dosimetrías clínicas de 10 pacientes para desplazamientos de 3mm en los tres ejes de coordenadas en ambas direcciones en cada uno de ellos (6 escenarios de movimiento por paciente).

MATERIAL Y MÉTODOS

Estos tratamientos se realizan en cinco sesiones de 725cGy por sesión (3625cGy totales). Los movimientos de la próstata intrafracción se monitorizan por un sistema ecográfico conectado al acelerador.

En el servicio las dosimetrías clínicas se han estandarizado. La técnica es arcoterapia de intensidad modulada, VMAT de Elekta, empleando tres campos de tratamiento (arcos completos de 360 grados) cada uno con un giro de colimador diferente para mejorar la conformación de la dosis y todos ellos con energía de 6FFF (6MV sin filtro aplanador).

Se han seleccionado 10 pacientes de forma aleatoria y se ha realizado el cálculo dosimétrico de nuevo en diferentes escenarios (manteniendo la segmentación y unidades de monitor, es decir, manteniendo la dosimetría original). Los desplazamientos aplicados son de 3 milímetros en todas direcciones y se han estudiado las principales diferencias dosimétricas en PTV, CTV y los órganos de riesgo principales (recto y vejiga).

RESULTADOS

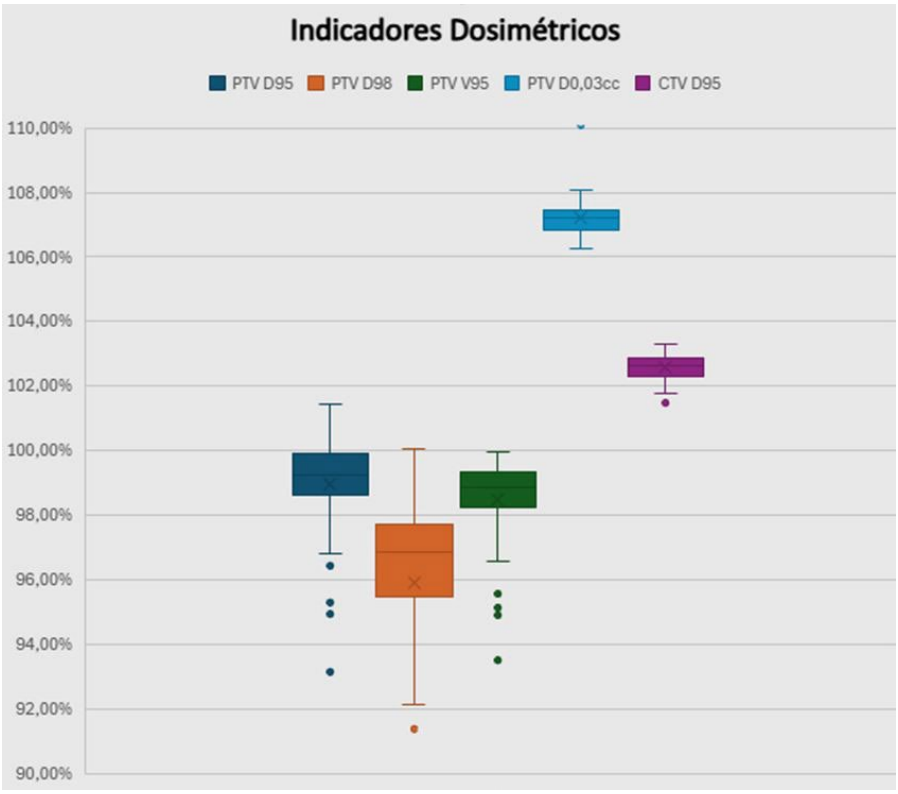
En la tabla inferior se muestra los datos recogidos para uno de los pacientes del estudio (todos los porcentajes y objetivos están referidos a la dosis total del tratamiento).

		PTV				CTV	Recto			Vejiga		
	Movimiento Paciente	**D_{95}>100%**	**D_{98}>95%**	**V95>95%**	**$D_{0,03cc}$>107%**	**D_{95}>100%**	**D_{1cm3}<36Gy**	**D_{3cm3}<95%**	**$D_{20\%}$<29Gy**	**$D_{0,03cc}$<38Gy**	**V50<50%**	**V37<5cm^3**
Paciente 1	**Original**	**100,99%**	**99,89%**	**99,43%**	**106,75%**	**102,86%**	**35,76**	**93,08%**	**22,04**	**37,5**	**28,82%**	**1,73**
	Derecha	99,87%	98,06%	99,39%	106,91%	102,87%	35,74	92,90%	21,97	37,7	28,30%	2,25
	Izquierda	99,94%	98,02%	99,25%	106,97%	102,88%	35,77	93,01%	22,20	37,9	30,66%	2,86
	Techo	98,99%	97,11%	99,35%	106,49%	102,44%	37,01	98,99%	25,09	37,4	27,35%	0,98
	Suelo	98,78%	96,28%	98,83%	107,25%	102,61%	33,60	84,24%	19,61	38,0	30,00%	4,86
	Cabeza	99,21%	97,40%	99,12%	106,78%	102,01%	36,46	95,80%	22,93	37,0	22,06%	0,03
	Pies	99,03%	91,39%	97,25%	106,86%	103,16%	35,04	90,00%	21,13	38,2	35,84%	8,75

	Cumple criterio
	No cumple criterio
	Variación aceptable

El parámetro más sensible del PTV es el D95% dejándose de cumplir en el 93,3% de los casos, el D98% se cumple en el 73,3 %, el V95% se cumple en el 96,7% y las dosis máximas en 0,3 cm3 no exceden la variación aceptable en ningún caso. El D95 del CTV se cumple en todos los casos.

En el diagrama de caja y bigotes inferior, se muestra el D98% como el parámetro con más variación estando en tolerancia en la mayoría de casos, tanto el D95 del CTV como el D0.03cm3 son los parámetros menos variables encontrándose en tolerancia en todos los escenarios.



Para el recto el desplazamiento a techo en el 90% de los pacientes tiene como consecuencia que no se cumplan tanto el D1cm3 como el D3cm3 y el D20% tiene se cumple en el 93,3% de escenarios.

Para la vejiga el V50% y el V37Gy se cumplen en todos los escenarios. El D0.03cm3 se cumple en el 83,3% de los casos siendo el escenario más desfavorable el movimiento a pies del paciente.

CONCLUSIONES

Tras el estudio podemos indicar que las dosimetrías estandarizadas presentan una robustez aceptable para desplazamientos de 3mm (el CTV cumple en todos los escenarios).

El órgano más sensible es el recto. Previo al tratamiento, se puede utilizar realizar el cálculo del desplazamiento a techo del paciente (peor escenario) para valorar la necesidad de utilizar un separador rectal.

PROCEDIMIENTO DE TRATAMIENTO DE SBRT EN HÍGADO/ PÁNCREAS MEDIANTE SEGUIMIENTO DE SEMILLA CON EL SISTEMA AUTOBEAM HOLD

Monasor Denia, P. (1); Cabañero Escudero, B. (1); Berenguer Serrano, R. (1); Núñez Quintanilla, A. T. (1); De La Vara Olivas, V. (1); Rivera Giménez, M. (1); Villas Sánchez, M. V. (1); Sabater Martí, S. (1)
(1) Servicio de Radioterapia–GAI Albacete

INTRODUCCIÓN

El objetivo consiste en presentar un procedimiento para realizar tratamientos con técnica de SBRT en hígado/páncreas a través del sistema AutoBeam_Hold (VMS) de seguimiento de semillas más el de monitorización de la respiración mediante el sistema RGSC/RPM con el paciente en inspiración mantenida.

MATERIAL Y MÉTODO

Nuestro procedimiento, basado en el Hospital_KFJ de Viena, consiste en la colocación de una única semilla de platino (1mm_diámetrox5mm_longitud) perilesión como máximo a 2cm de la misma. Se realizó seguimiento de esta semilla a través del sistema AutoBeam_Hold. La elección de una única semilla se hizo para evitar errores en la identificación cruzada. Al mismo tiempo

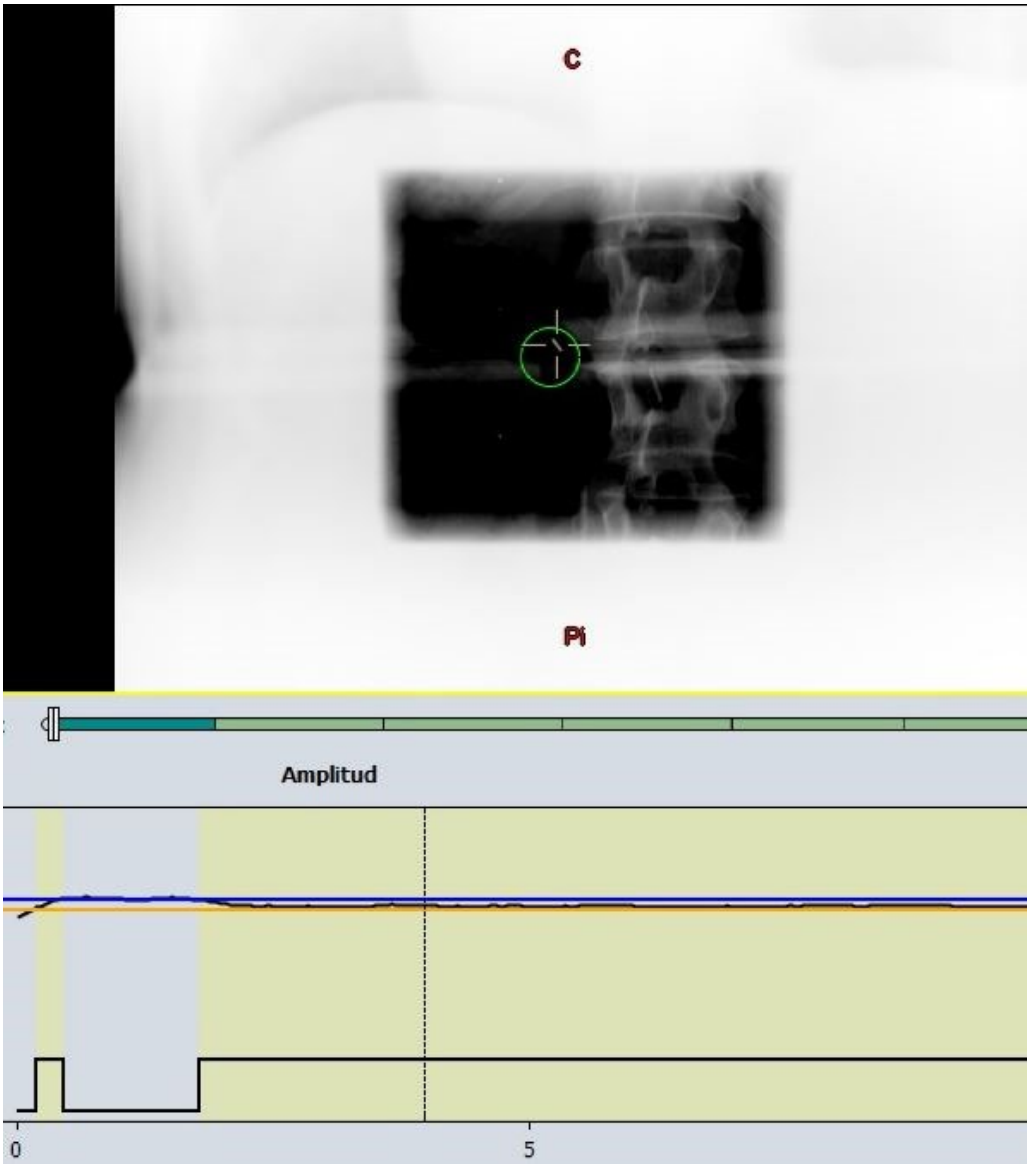
el tratamiento se realizó con respiración mantenida con monitorización a través de RGSC/RPM (fig1). La planificación se realizó con el TC en respiración mantenida. El Gated CBCT se realizó con grosor de corte de 1mm para poder resolver mejor el marcador. La anchura de banda de respiración mantenida fue de 3mm en la que se permitía irradiación del haz. Durante el tratamiento se añadieron imágenes KV durante el tratamiento con intervalo de trigger de 20° de ángulo de Gantry. También se optimizó la técnica KV y se ajustaron las mordazas entorno a la semilla para mejorar la calidad de imagen puesto que en las pruebas preliminares observamos que la identificación de la semilla era crítica con la misma. Se pidió que la inserción de la semilla en el paciente se hiciera de manera craneo caudal ya que así parece que la identificación es más directa, en caso contrario se debe "engañar" al sistema con una longitud de semilla más corta para que esta sea identificada. El margen de detección de la semilla fue de 5mm. Finalmente, no se permitió que el haz estuviera activo durante del KV para minimizar su efecto en la calidad de imagen. Se utilizó el filtro de imagen Content que de manera automática optimiza el nivel de ventana de imágenes KV simplificando la inspección visual.

RESULTADOS

El tratamiento consistió en 5 sesiones de 6,6Gy, con 3 arcos de ¾ de vuelta con un giro de 5 grados de mesa entre ellos, con energía 6FFF. A lo largo de todo el tratamiento, el sistema detectó correctamente la posición de la semilla y estuvo de acuerdo con el sistema RPM y CBCT. No hubo que utilizar en ningún caso la opción 2D/3D match para adaptar la posición de la mesa por el hecho de que la semilla se hubiese desplazado de su posición esperada. No hubo incidencias a excepción tan solo en una ocasión en la que el marcador no fue detectado y el sistema retuvo el haz. Este caso se solventó realizando una nueva adquisición KV que en este caso sí fue reconocida y se reanudó el tratamiento.

CONCLUSIÓN

Este procedimiento aporta una seguridad añadida al tratamiento de SBRT ya que además de monitorizar la respiración con un surrogado externo, también se puede seguir la posición de una semilla muy próxima a la lesión a tratar.



PROCEDIMIENTO DE OBTENCIÓN DE UN CINE TC PARA TRATAMIENTOS SBRT EN TC PHILIPS BIG BORE Y PLANIFICADOR ECLIPSE

Monasor Denia, P. (1); Cabañero Escudero, B. (1); Berenguer Serrano, R. (1); Núñez Quintanilla, A. T. (1); De La Vara Olivas, V. (1); Rivera Giménez, M. (1); Villas Sánchez, M. V. (1); Sabater Martí, S. (1)
(1) Servicio de Radioterapia–GAI Albacete

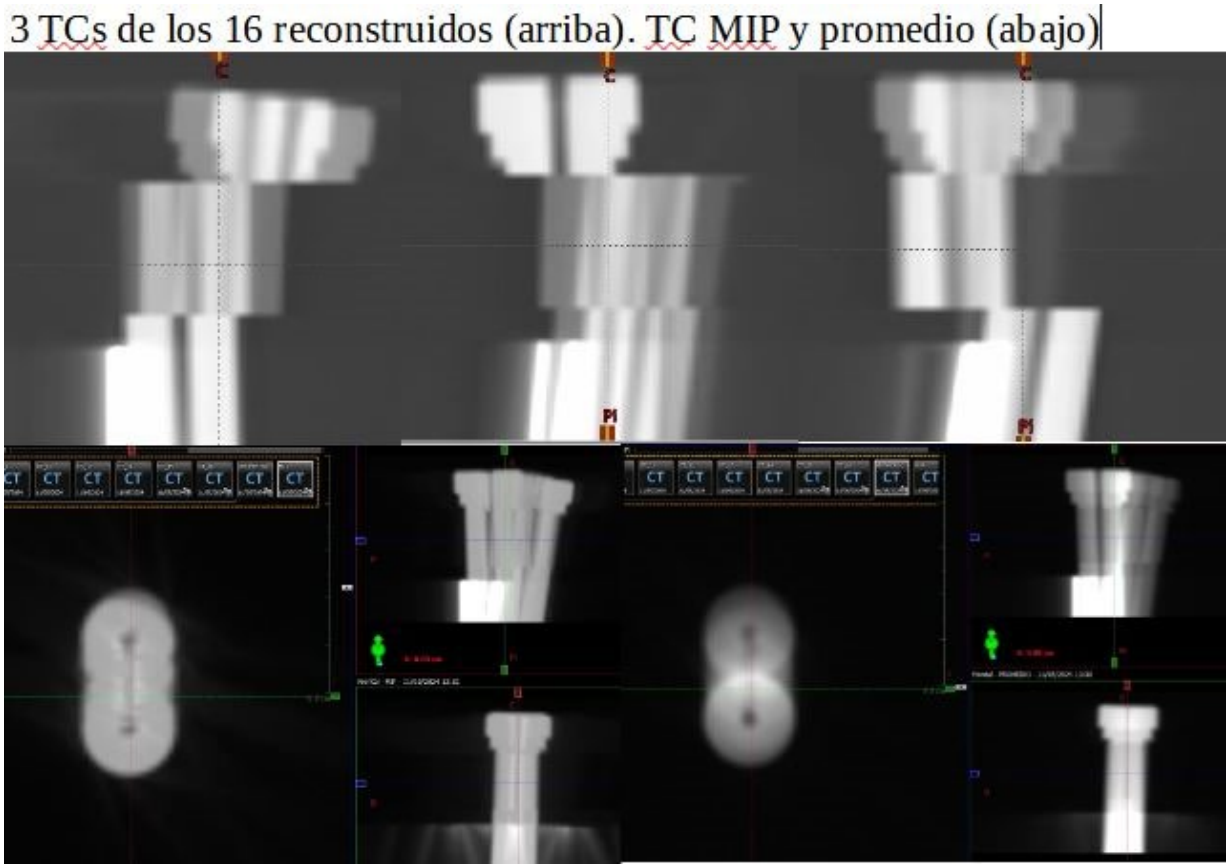
INTRODUCCIÓN

En ocasiones resulta complicado obtener un estudio 4DTC o en inspiración mantenida con determinados pacientes con un sistema tipo RGSC (VMS) o SimRT (VisionRT) debido a que muestran un patrón respiratorio errático. En tales situaciones, optamos por realizar cineTC para obtener un ITV que luego se tratará sin monitorización respiratoria. El objetivo consiste en exponer el procedimiento seguido en nuestro centro para obtener este tipo de TC a partir de un TCsim Philips modelo Big_Bore y el planificador Eclipse (VMS).

MATERIAL Y MÉTODO

Nuestro cineTC consiste, tras realizar el topograma, en realizar una adquisición estática solo en la zona de interés donde permanece durante 8s segundos adquiriendo 16 imágenes de 0,5s en un rango que abarca 2,4cm longitudinalmente (16cortesx1,5mm cada uno). Se preparan tantas adquisiciones estáticas de este tipo contiguas cuanto sea necesario en función de la longitud de interés de la lesión a tratar, introduciendo manualmente las coordenadas de la posición de dicha adquisición. Opcionalmente, se puede realiazar un TC convencional más largo que puede ser fusionado con el cineTC. Se realizaron adquisiciones de baja dosis. Puesto que este modelo Big_Bore no posee ningún software de reordenación de cortes, este proceso se debe realizar en Eclipse a posteriori. Todo el proceso de reordenación se realiza en el módulo denominado “Selección” de Eclipse donde siguiendo nuestro procedimiento se generan 16 “TC3D” (siguiendo la nomenclatura de Eclipse) de manera manual reordenándolos por coordenadas. En este paso se recomienda dimensionar la ventana de los iconos de las imágenes TC para tener 16 columnas de manera que cada columna representa cada uno de esos 16 TC del paciente y poder trabajar así de manera más eficiente.

A continuación mostramos 3 TC de ejemplo (ver figura) de los 16 obtenidos de un maniquí en movimiento, cada uno de los cuales suma 3 adquisiciones estáticas tal y como se puede observar.

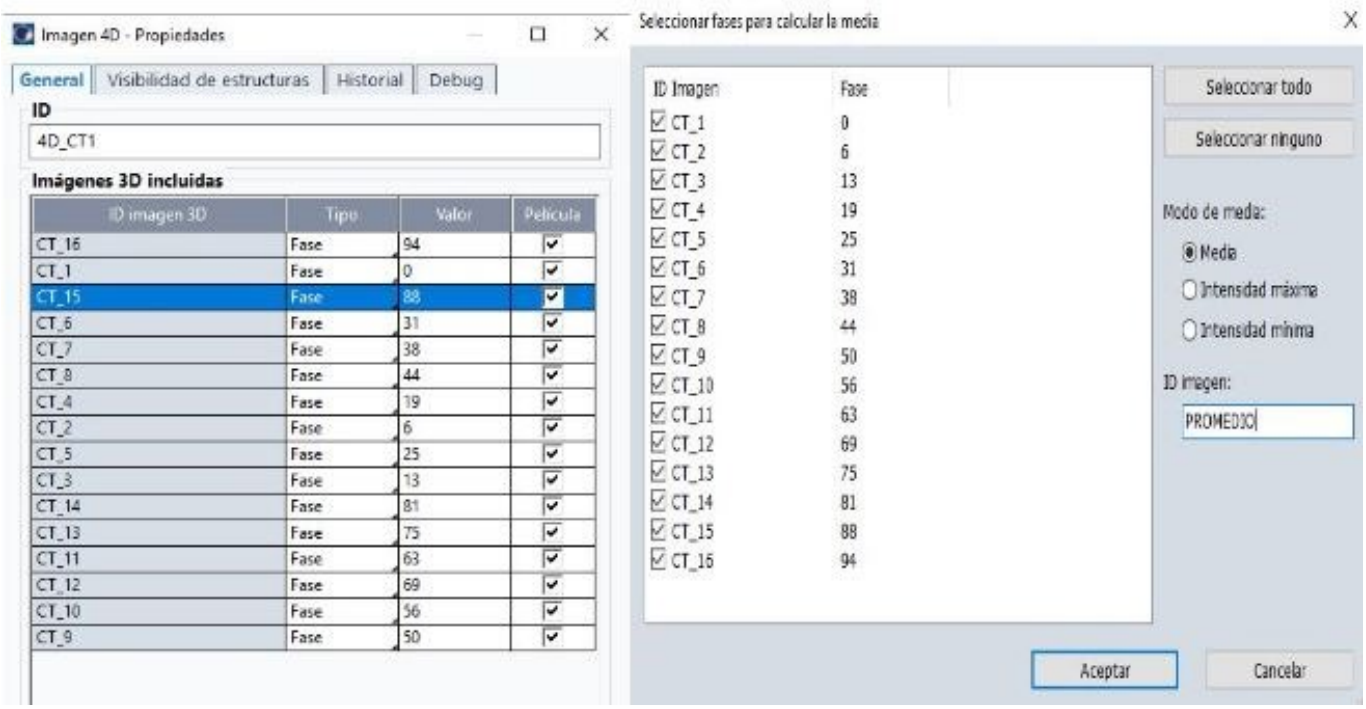


Una vez se tienen los 16 “TC3D”, se creará un “TC4D” y para ello Eclipse requiere el “tipo” y el “valor” de cada uno de los 16 “TC3D”. En la casilla tipo se ha de introducir “fase” y en la casilla valor se debe ordenar en función del número de TC. En la figura se clarifica como quedaría esa reordenación.

RESULTADO

El resultado se obtiene en el módulo de contorneo de Eclipse donde se observa el conjunto de las 16 fases formando parte del “TC4D” con el que se habilitan los menús propios de este tipo de adquisiciones y así poder obtener un TC_promedio, TC_MIP o el TC_minIP tal y como se observa en la figura.

Reordenación de los Tcs para generar TC4D y generación TC promedio y MIP.



Observamos que la imagen promedio representa fielmente el desplazamiento real observado en el maniquí ya que concuerda con el valor medido experimentalmente.

CONCLUSIÓN

El procedimiento ha sido puesto en práctica en pacientes de SBRT pulmonar en los que resultaba imposible cualquier otro método de gestión respiratoria. En estos casos optamos por un incremento en el margen del ITV para tener en cuenta la falta de monitorización durante el tratamiento y el empleo de una compresión abdominal.

COMPARATIVA DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON ENERGÍAS DE 6 MV Y 10 MV CON FILTRO APLANADOR

Alarcon Ros, R. (1); Sansaloni Florit, F. (1); Arias Castro, J. P. (1); Gil Lopez, C. (1); Font Gelabert, J. C. (1)
(1) Hospital Universitario Son Espases

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

Actualmente los tratamientos de próstata se realizan con la técnica VMAT debido a que se consigue menor dosis en OARs y mejor conformación en PTV que con la técnica 3D-CRT y una reducción de UM y tiempo de tratamiento en comparación con las técnicas de IMRT [1]. El Hospital Universitario Son Espases cuenta con cuatro aceleradores Versa HD de Elekta, con haces de energías de fotones de 6 MV y 10 MV. El objetivo de este trabajo es evaluar si existen diferencias significativas en las planificaciones de próstata con haces de 6 MV o de 10 MV con filtro aplanador.

MATERIALES Y MÉTODOS

Los planes de tratamiento han sido calculados sobre 10 pacientes, Todos los pacientes han sido prescritos con el fraccionamiento de próstata más común de nuestro hospital: 70 Gy a 2.5 Gy/sesión para 28 sesiones. Las planificaciones se han realizado empleando el algoritmo basado en Monte Carlo que integra el TPS Monaco v6.1.1.0 y con la técnica VMAT. Se han utilizado 2 arcos de 360° manteniendo una rotación fija en el colimador de 30°.

Para cada paciente se han calculado dos planes de tratamiento manteniendo invariantes todos los parámetros de optimización, volúmenes de tratamiento y funciones de coste, a excepción de la energía del haz de radiación, con el objetivo de evaluar de la manera más independiente posible el efecto de la misma sobre el plan de tratamiento. Todos los planes han sido normalizados para que el 95% del volumen del PTV se irradie con el 100% de la dosis de prescripción.

Para la evaluación de los planes de tratamiento hemos empleado un conjunto de índices dosimétricos (Índice de conformación de Paddick, Índice de Homogeneidad (ICRU 83) y Dosis Integral [2]) para evaluar el PTV. Para la dosis en OARs hemos utilizado los criterios dosimétricos de próstata típicos de nuestro servicio. En body hemos usado también el V1.4, que representa el 2% de la dosis de prescripción para evaluar dosis bajas. Adicionalmente hemos registrado el número de UM de ambos planes.

RESULTADOS

		6 MV	10 MV	Diferencia Relativa (%)	Diferencia Absoluta
PTV	DI [Gy.cm^3]	10915 [6682 ; 16831]	10910 [6680 ; 16859]	0.08 [-0.31 ; 0.65]	5.3 [-36.8 ; 56.1]
	IC	0.84 [0.80 ; 0.85]	0.83 [0.80 ; 0.86]	1.38 [-0.23 ; 3.53]	0,012 [-0.002 ; 0.029]
	IH	0.013 [0.006 ; 0.020]	0.012 [0.006 ; 0.021]	0.8 [-20.1 ; 25.1]	0.0003 [-0.0017 ; 0.0041]
Vejiga	V40 [%]	19.83 [13.25 ; 31.45]	19.61 [13.31 ; 31.20]	0.73 [-8.22 ; 7.25]	0.2 [-1.3 ; 1.4]
	V65 [%]	5.65 [2.99 ; 14.13]	5.40 [2.60 ; 13.69]	4.3 [-18.4 ; 17.6]	0.25 [-0.74 ; 0.78]
	V70 [cm3]	2.53 [0.42 ; 8.93]	2.35 [0.20 ; 8.21]	10.5 [-46.5 ; 17.5]	0.18 [-1.93 ; 1.18]
Recto	V40 [%]	21.28 [15.70 ; 28.08]	21.44 [15.35 ; 28.61]	-0.7 [-4.8 ; 4.0]	-0.14 [-1.05 ; 0.91]
	V65 [%]	1.94 [0.11 ; 4.61]	2.01 [0.07 ; 5.05]	-6.2 [-36.8 ; 36.4]	-0.09 [-0.47 ; 0.41]
	V70 [cm3]	0.05 [0.00 ; 0.16]	0.05 [0.00 ; 0.15]		0.0005 [-0.024 ; 0.048]
C. Femoral Izqd	V40 [%]	0.000	0.000	0	0
C. Femoral dcha	V40 [%]	0.000	0.000	0	0
Body	V1.4 [cm^3]	10007 [8047 ; 11444]	9801 [8105 ; 11006]	1.85 [-5.04 ; 4.15]	206 [-405 ; 456]
UM		967 [829 ; 1182]	852 [727 ; 998]	11.8 [8.1 ; 15.6]	115 [76 ; 184]

Tabla 1. Valor medio de las diez planificaciones acompañado entre corchetes del menor y mayor valor obtenido respectivamente en el total de las planificaciones. Los valores del parámetro "Diferencia Relativa (%)" se han calculado como el promedio de los cocientes entre la diferencia del parámetro obtenido para la planificación de 6 MV y 10 MV y el parámetro de 6 MV de cada planificación. El valor de "Diferencia Absoluta" se ha calculado como el valor medio de la diferencia entre el parámetro obtenido para la planificación de 6 MV y el de 10 MV.

DISCUSIÓN

En cuanto a los índices dosimétricos utilizados para la evaluación del PTV no se observan diferencias significativas en ninguno de ellos. En los criterios dosimétricos empleados en OARs observamos diferencias relativas de hasta el 10% (V70 en vejiga), que sin embargo se corresponden con diferencias en valor absoluto no superiores a 0.2 cc. En body no observamos diferencias significativas en la deposición de dosis bajas. El único parámetro que sostiene unas diferencias absolutas y relativas consistentes son las UM.

CONCLUSIONES

La elección de la energía del haz no tiene un impacto significativo en la dosimetría de una planificación de próstata con VMAT, salvo en el número de UM. Los resultados obtenidos se encuentran en concordancia con los publicados por autores como Ost et al, Pasler et al, Sternick et al y Pirzkall et al.

Palma D, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2008 Nov 15;72(4):996-1001

Aoyama H, et al.Int Radiat Oncol Biol Phys 2006;64:962-7

TRATAMIENTO EN INSPIRACIÓN FORZADA MANTENIDA CON BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC. COMPARATIVA DE DESPLAZAMIENTOS INDICADOS DURANTE CBCT CON UN SISTEMA DE SGRT Y LOS APLICADOS POR FUSIÓN ONLINE

Astudillo Olalla, R. (1); Martín Veganzones, M. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Fuentemilla Urío, N. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); García Iglesias, N. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Manterola Burgaleta, A. (1); Jablonska, P. A. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Mirquélez Alonso, S. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Brainlab Exactrac Dynamic (ETD) es un sistema de Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT) que permite el tratamiento en inspiración forzada mantenida (DIBH) usando como sistema de imagen el Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) del propio acelerador. Dado que la SGRT permite una colocación en reposo correcta del paciente, se pretende ver las diferencias encontradas entre los desplazamientos detectados por ETD durante el CBCT y los que finalmente se aplican al paciente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han examinado 187 sesiones de 14 pacientes diferentes tratadas de cáncer de mama en DIBH. Las pacientes se han tratado en dos aceleradores *TrueBeam* (*Varian*) con el sistema *ETD(v2.0)*. El preposicionamiento se realiza con el contorno externo generado en el estudio de simulación en respiración libre permitiendo realizar solo traslaciones de camilla, por lo que se procura que las rotaciones del paciente sean <1°. A continuación, se adquiere un CBCT en DIBH, y ETD realiza un registro rígido entre el BODY del CT de simulación en DIBH y la superficie real del paciente. Dado que ETD no proporciona ningún archivo con este registro, se han realizado 3 capturas de pantalla durante el CBCT para apuntar las coordenadas de este registro. A continuación, se hace una fusión del CBCT y el CT y se ajustan los ángulos de cabeceo, balanceo y rotación para estar por debajo de 1° (siempre que sea posible).

Se han comparado los desplazamientos de ETD y tras la fusión CBCT-CT durante el CBCT en DIBH. Para ello, se ha utilizado estadística descriptiva.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la imagen 1 se puede observar una gráfica de cajas y bigotes de los desplazamientos realizados tras la fusión. El vector promedio de desplazamiento es 5.4mm±2.9mm. Por otro lado, la figura 2 muestra el desplazamiento realizado tras la fusión frente a los desplazamientos calculados por ETD. Se puede ver cómo estas diferencias están moderadamente

correlacionadas por su R^2 (0.38-0.53) y que existe una gran diferencia entre los desplazamientos por SGRT y tras la fusión. En concreto, las diferencias han sido (en promedio) -2.8±2.7mm (lateral), -1.3±1.8mm (longitudinal) y 2.4±2mm (vertical).

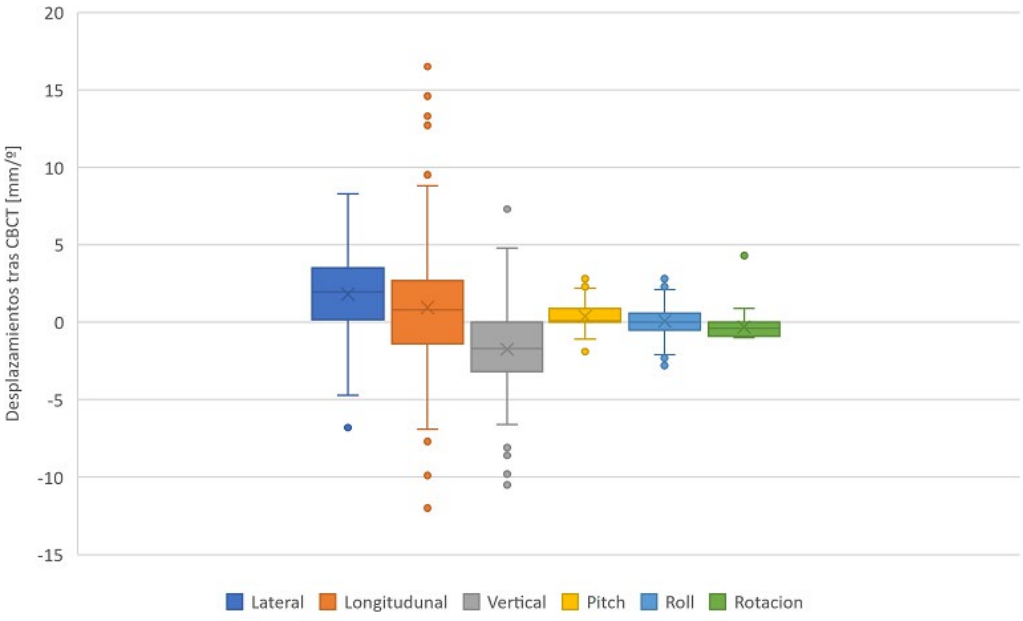


Figura 1: desplazamientos realizados del paciente tras la revisión online del CBCT en DIBH.

Esto se debe a varios factores, por un lado, la falta de entrenamiento de las pacientes previo a la simulación, lo que hace que exista una gran variabilidad en la forma de tomar el aire entre el CT y las sesiones de tratamiento. Por otra parte, que ETD utiliza un algoritmo de fusión rígida para el registro de toda la superficie durante esta fase, por lo que si la paciente respira de manera diferente (más abdominal por ejemplo) el sistema no es capaz de detectarlo de forma correcta.

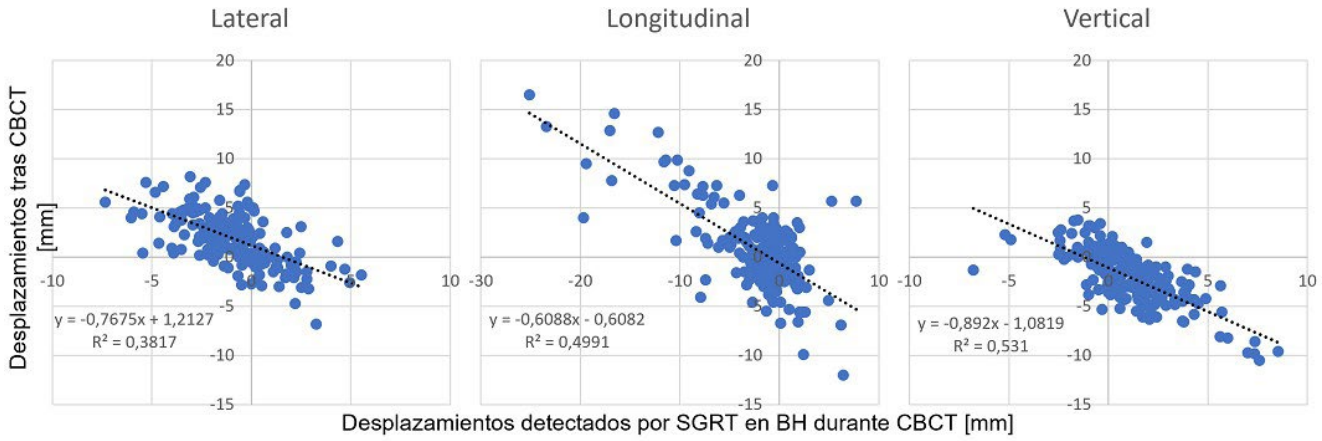


Figura 2: dispersión de posiciones calculadas por registro de superficies en BH de ETD durante el CBCT frente a desplazamientos realizados tras fusión.

CONCLUSIONES

ETD es un sistema prometedor para el tratamiento en DIBH sin uso de CBCT para su fusión. Sin embargo, aún se deben realizar ajustes en su algoritmo, así como cambios en el flujo de trabajo del Servicio, para conseguir evitar realizar CBCT en todas las sesiones de tratamiento.

COMPARACIÓN DE TIEMPOS DE TRATAMIENTO ENTRE SISTEMAS PARA RADIOTERAPIA EN INSPIRACIÓN FORZADA MANTENIDA (DIBH)

Astudillo Olalla, R. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Martín Veganzones, M. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Fuentemilla Urío, N. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); García Iglesias, N. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Biscari García, L. (1); Martínez Montesinos, I. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

En radioterapia, el tratamiento en Inspiración Forzada Mantenida (DIBH) en pacientes de mama izquierda permite alejar el corazón de la pared costal, lo que resulta en menores dosis para los órganos de riesgo. Existen sistemas que ya permitían controlar la respiración. Sin embargo, los sistemas de radioterapia guiada por superficie (SGRT) comienzan a incorporarlo a su software. En este trabajo, se ha comparado el tiempo de tratamiento de pacientes tratados con dos tipos de sistemas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las pacientes se han tratado en dos aceleradores *Varian TrueBeam*. Ambos incorporan los sistemas *RGSC* (*Respiratory Gating for Scanners de Varian*) y *Brainlab Exactrac Dynamic* (ETD). El primer sistema se basa en la detección mediante infrarrojos de unos marcadores montados en un bloque reflector. El segundo, es un sistema de SGRT que permite monitorizar el paciente durante el tratamiento.

Con el sistema RGSC la paciente tiene que ser colocada por tatuajes y desplazamientos, colocando el dispositivo en el abdomen su paciente. Con ETD, el sistema precoloca la paciente con SGRT, no siendo necesarios los tatuajes; para el nivel respiratorio, se coloca un marcador virtual en el esternón. Ambos sistemas utilizan un CBCT como sistema de imagen. ETD utiliza una ROI dibujada sobre la paciente para controlar el posible movimiento intrafracción frente a una superficie de referencia adquirida durante el CBCT. Con RGSC no existe esta posibilidad.

Se han comparado los tiempos que tardan en tratarse las pacientes, mostrando la duración apertura-cierre del plan de tratamiento. Se han considerado 129 pacientes y 1510 sesiones para RGSC y 18 pacientes y 193 sesiones para ETD. Los datos de tiempo se han obtenido con informes de *AURA* y se ha utilizado estadística descriptiva e inferencial para analizarse.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 se observa la evolución de la duración de los tiempos de tratamiento durante 2024. Se comenzó a usar ETD en septiembre, por lo que no hay datos previos. Ambas tendencias no son robustas dado su pequeño R^2. Se calcularon las medias y terceros cuartiles para RGSC (18±7min y 19min respectivamente) y ETD (23±10min y 25min) y se realizó un diagrama de cajas y bigotes (figura 2), el cual evidencia una diferencia en la duración de ambos tratamientos. El test t de Student realizado muestra que las diferencias entre ambos sistemas son estadísticamente significativas (p=6.7E-11).

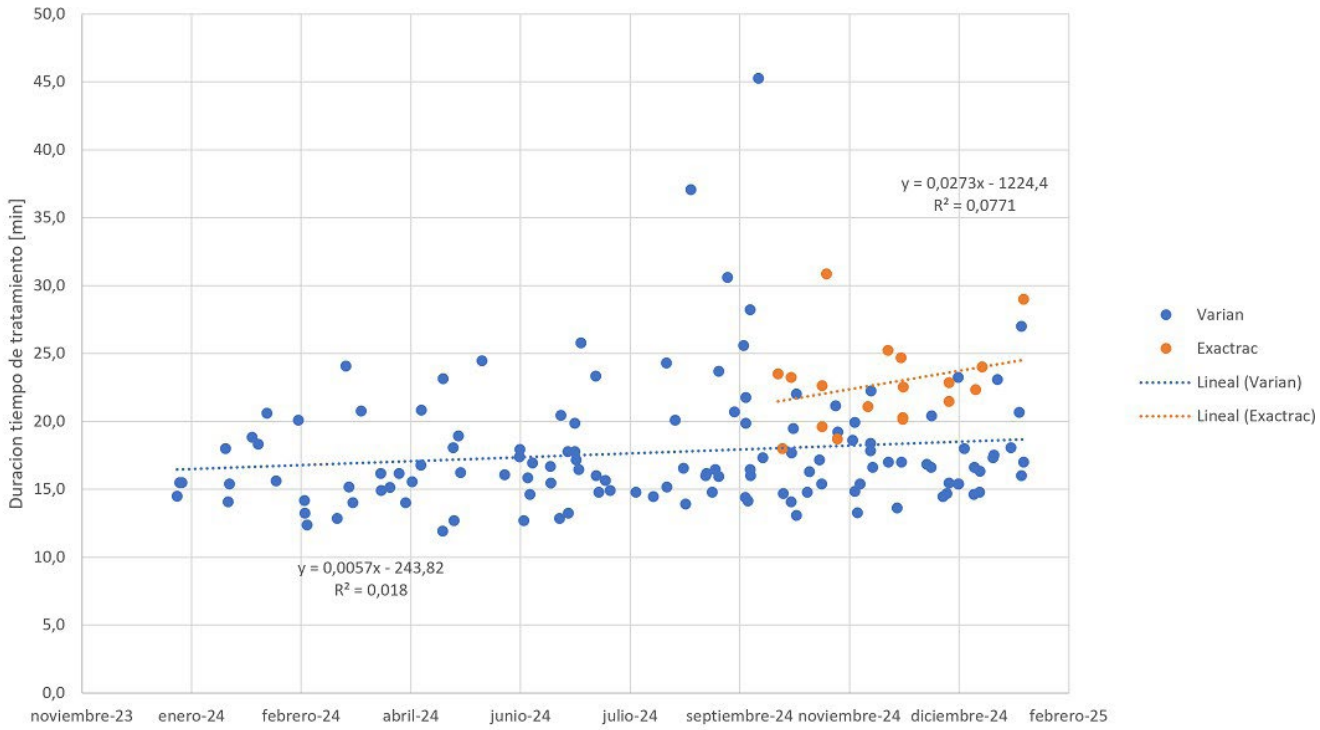


Figura 1: Duración media del tratamiento de cada paciente (cada punto es un paciente) según su fecha de inicio por sistema de control respiratorio. Varian es el sistema RGSC de Varian y Exactrac es el sistema Exactrac Dynamic (Brainlab).

Esto se debe a que, aunque ETD facilita la colocación, en ocasiones es necesario repetir la IGRT al detectar que el paciente se ha movido durante el tratamiento, cosa que el RGSC, no detecta. Esto permitiría reducir los márgenes de CTV a PTV. Por otro lado, esta diferencia también puede ser debida a la curva de aprendizaje del sistema y la necesidad de formación.

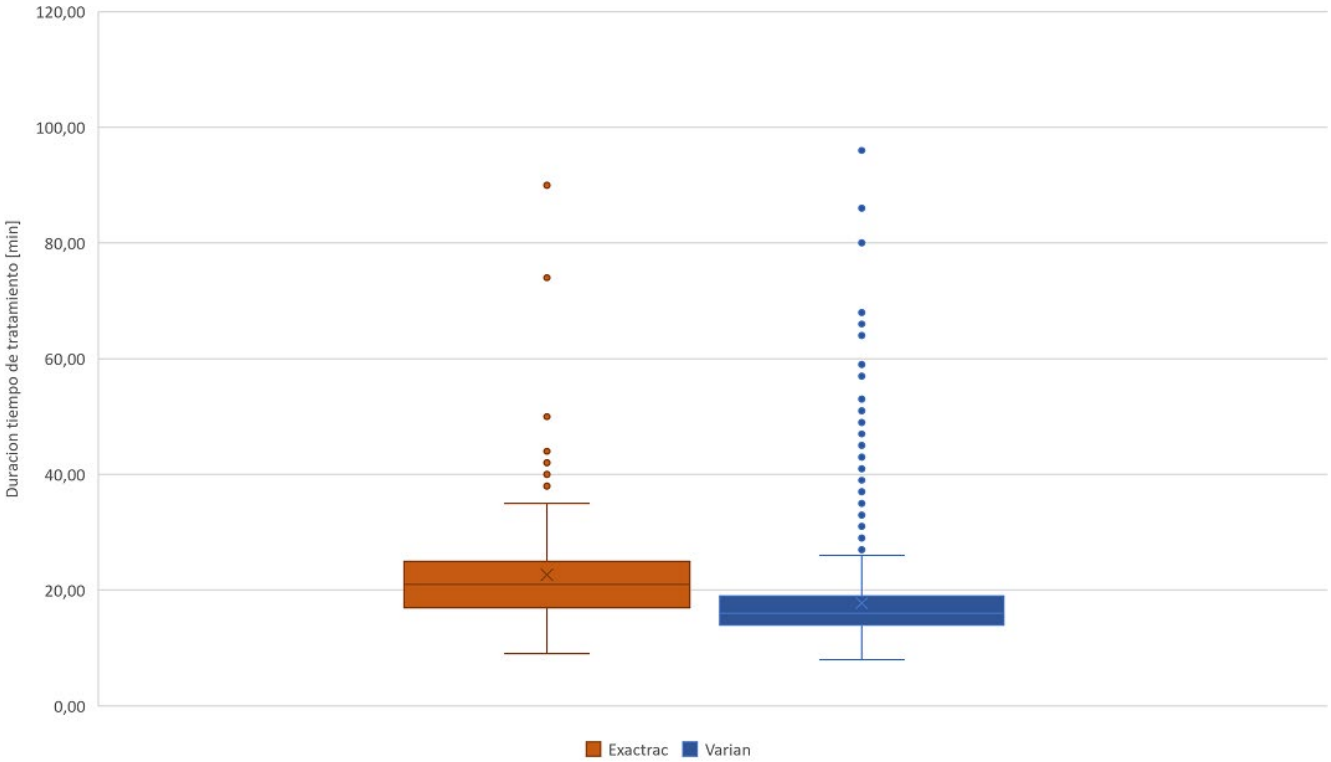


Figura 2: Duración de los tiempos de tratamiento de pacientes en formato de cajas y bigotes. Varian es el sistema RGSC de Varian y Exactrac es el sistema Exactrac Dynamic (Brainlab).

CONCLUSIONES

Se han analizado los sistemas existentes para realizar tratamientos en DIBH en nuestro centro, encontrándose diferencias en la duración total de tratamiento entre los mismos. Esto permitirá ajustar mejor las agendas de los aceleradores, así como nos indica la necesidad de aumentar la formación de las TERT.

OPTIMIZACIÓN CON PRESERVACIÓN SELECTIVA PARA TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA EN PROTONTERAPIA

Fayos-Solá Capilla, R. (1); Pascau Gonzalez-Garzón, J. (2); Cubero Gutiérrez, L. (2); Carreras Salinas, S. (2); Calvo Manuel, F. Á. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra sede Madrid; (2) Universidad Carlos

INTRODUCCIÓN

La radioterapia externa es una de las modalidades de tratamiento de cáncer de próstata más efectivas y extendidas, sin embargo, se le pueden relacionar diversos efectos secundarios a corto y largo plazo en las zonas de recto y vejiga por su proximidad a la zona de tratamiento. En el proyecto PerPlanRT (dentro del marco ERA PerMed) y con el apoyo de los proyectos de investigación AC20/00123 and AC20/00102 se identificaron unas zonas de interés relacionadas con los efectos secundarios más comunes con la intención de evaluar opciones de tratamientos radioterápicos limitando la dosis en esas estructuras. En este estudio se va a valorar la dosimetría de tratamientos de próstatas tratando de limitar la dosis a las estructuras seleccionadas para radioterapia con protones en comparación con radioterapia convencional1.

MATERIAL/MÉTODOS

Se han analizado un conjunto de 20 pacientes a los cuales se les crearon previamente unas estructuras relacionadas con efectos secundarios sintomáticos tras la radioterapia. Estas estructuras están relacionadas con el sangrado rectal (SRR) y la disuria y retención tardías (Trigone)1. Todos los pacientes siguieron el mismo fraccionamiento de 74.2Gy/28 con tres niveles de dosis. El PTVhigh a 74.2 Gy incluye la próstata y un tercio de las vesículas seminales proximales menos la superposición con el recto (Overlap),

PTVint a 65.5 Gy es la parte craneal de las vesículas seminales y PTVlow a 51.8 Gy son los nodos linfáticos pélvicos. Además, la zona Overlap se limitó a 65.5 Gy.

Se planificaron todos los pacientes en RayStation 12A y algoritmo de cálculo Monte Carlo, tratando de mantener las dosis de cobertura de los PTV del D95 como mínimo al 95% del volumen, además de reducir todo lo posible las estructuras SRR y Trigone. Para ello se utilizaron 4 haces de forma sistemática a 260, 210, 160 y 100 grados, y se utilizaron los mismos parámetros de optimización en todos los estudios.

RESULTADOS/DISCUSIÓN

Los resultados que se presentan son respecto a los promedios de los 20 pacientes. En las estructuras de riesgo los resultados con protonterapia se consiguió una reducción de dosis medias del 18.4% en el SRR y un 25.6% en el trigone. Sin embargo, los resultados de las dosis máximas puntuales son prácticamente iguales a los tratamientos convencionales. En ambos casos manteniendo unas coberturas óptimas, del D95 por encima del 95% en los tres volúmenes de PTV y un mínimo de la dosis de prescripción de PTVint en la zona Overlap. No obstante, conseguimos disminuir la dosis media al cuerpo completo en un 66%.

Overlap					
Average (Gy)			Max (Gy)		
VMAT	PROTON		VMAT	PROTON	
66.4	66.6	0.1%	71.8	72.2	0.6%

PTV_p+1/3vs-ovl 74.2		
D95 (%)		
VMAT	PROTON	
95.1	98.3	3.2%

PTV_2/3vs 65.5		
D95 (%)		
VMAT	PROTON	
94.8	99.6	4.9%

PTV_LN 51.8		
D95 (%)		
VMAT	PROTON	
98.6	99.5	0.9%

EXTERNAL		
AVERAGE (Gy)		
VMAT	PROTON	
12.5	7.5	-66.5%

Figura 1 Comparación de los resultados de la cobertura de las estructuras PTVs y Overlap, y de la dosis media al cuerpo completo.

SRR					
Average (Gy)			Max (Gy)		
VMAT	PROTON		VMAT	PROTON	
50.0	41.2	-28.1%	68.6	68.8	0.2%

Trigone					
Average (Gy)			Max (Gy)		
VMAT	PROTON		VMAT	PROTON	
47.7	35.2	-47.1%	73.9	73.9	0.0%

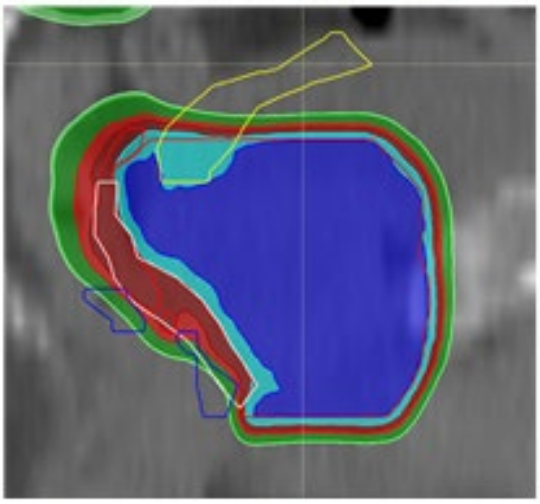


Figura 2 Comparación de los resultados de dosis media y máxima a las estructuras de control SRR y Trigone.

CONCLUSIONES

Si bien con ambas modalidades de radioterapia se consigue disminuir las dosis en las zonas de control manteniendo las coberturas, con protonterapia conseguimos reducir en mayor medida las dosis bajas y medias, lo que beneficiaría en este caso el control de los efectos secundarios tardíos. Por lo tanto se concluye que la consideración de estas zonas a la hora de las planificaciones en tratamientos de protones manteniendo las integridad dosimétrica es posible y además presenta ciertas ventajas frente a los tratamientos convencionales.

WHERE SHOULD THE VERTICES BE PLACED? OPTIMIZING THE GEOMETRIC DISTRIBUTION OF LATTICE VERTICES TO MAXIMIZE COLD VALLEYS USING VMAT WITH NEGATIVE MARGINS

Velázquez, S. (1); Picon Garcia, F. (1); Sánchez Esperón, J. (1)
(1) HUVR

INTRODUCTION

Lattice Radiotherapy (LRT) has proven to be a valuable tool for treating bulky tumors by creating a heterogeneous dose distribution characterized by areas of high dose (peaks) and low dose (valleys). A sine qua non condition for achieving the out-of-target biological effects of SFRT treatments is the presence of tumor areas with genuinely low doses, enabling the cells in these regions to amplify the inflammatory and apoptotic signals produced by cells in high-dose areas. However, conventional strategies based on uniform spatial criteria for vertex distribution face limitations in maximizing the dose/volume gradient in the valleys.

This study introduces a novel geometric approach that redefines vertex placement using a central helical pattern within the tumor, optimizing dose delivery with negative-margin VMAT techniques.

MATERIALS AND METHODS

A helical configuration strategy (Figure 1) was developed, defined by:

- Helical diameter: Equal to the smallest axial dimension of the tumor minus 2 cm.
- Helical pitch: Vertex diameter plus 2 mm.
- Angular rotation: Distribution of vertices every 135°.
- Repositioning clinically toxic vertices: When a helix vertex was deemed unsuitable by the radiation oncologist, it was either shifted to the helix axis or removed.

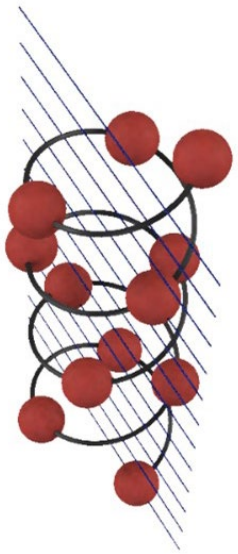


Figure 1. Three dimensional helix with distributed vertices

This configuration prevents vertices from sharing CT slices and optimizes spatial separation.

We conducted six dosimetry plans for six LDR patients using 15 mm diameter vertices with a single-session prescription of 12 Gy to the vertices. Dosimetric design was carried out in the Eclipse planning system using the Acuros XB algorithm. The negative margin technique was used in VMAT, resulting in optimization over a 10 mm internal contour of the vertices with a minimum dose of 15 Gy. The collimator was consistently set to 0 degrees.

Treatments were delivered using TrueBeam Millennium 120 MLC and Halcyon accelerators, with the same percentage distribution and isocenter located at the core of the central vertex.

Treatment verification was performed using SunCHECK (Sun Nuclear). The analysis employed a gamma index criterion (3%/1 mm) with a dose threshold of 5%, enhancing sensitivity in dose distribution evaluations. This approach enabled precise dose assessment across the vertex panel, considering their eccentric movement.

RESULTS

- Cold Valleys: Cold valleys of 3 Gy were achieved in all cases (Figure 2).
- Planning Time: The planning process consistently took less than one hour.
- Verification Analysis: The intended gamma index was met in all cases.
- Irradiation Time: Irradiation times were below 12 minutes, even for Halcyon.

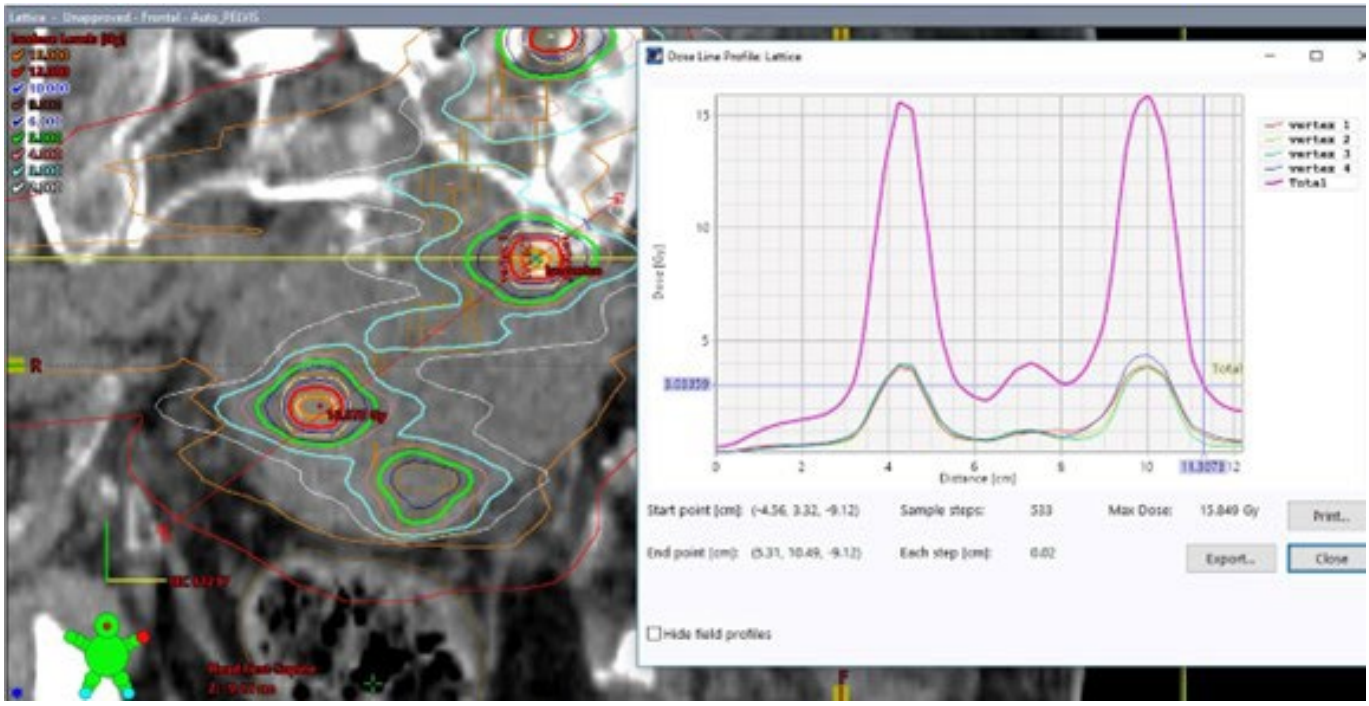


Figure 2. Dose profiles showing the achieved valleys and peaks

DISCUSSION

We successfully established a rapid and efficient procedure for all patients with bulky tumors, meeting the biological requirements that enhance out-of-target effects. Although clinical data is still pending, the outcomes have been so positive that we felt compelled to share this dosimetric technique immediately.

CONCLUSION

This workflow, implemented in our hospital, shifts the Lattice paradigm as the physicist places the vertices, while the radiation oncologist makes clinical adjustments for problematic vertices by shifting them toward the axis when necessary. The key to an efficient and effective Lattice lies in the geometry of vertex placement rather than the dosimetric design itself.

DISEÑO DOSIMÉTRICO, MONITORIZACIÓN CLÍNICA, DOSIMETRÍA IN VIVO Y ESTUDIO FULL-MONTE-CARLO PARA LESIONES SUBCENTIMÉTRICAS DE PULMÓN

Velázquez Miranda, S. (1); De Sequeira Ribeiro Nunes, C. M. (2); Ureba Sánchez, A. (3); González Vizuete, M. (4); Leal Plaza, A. (3)
(1) HUVR; (2) Departamento de Fisiología Médica y Biofísica, Facultad de Medicina, Universidad de Sevilla; (3) Departamento de Fisiología Médica y Biofísica, Facultad de Medicina, Universidad de Sevilla e Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBiS; (4) Hospital de Merida

INTRODUCCIÓN

Las lesiones pulmonares cuyo tamaño es inferior a la profundidad del máximo de rendimiento de los haces incidentes en el re-build-up entre el tejido pulmonar y el tumoral representan un desafío significativo para el diseño de tratamientos radioterápicos. En estas lesiones, el equilibrio electrónico no se logra, y los cambios abruptos en el rendimiento comprometen la robustez del tratamiento. Además, su diámetro próximo al ancho de la lámina incrementa considerablemente el riesgo de efecto Interplay.

Este estudio tiene como objetivo desarrollar un procedimiento específico para el tratamiento de tumores subcentimétricos. Se busca mejorar la robustez del tratamiento, garantizando una dosimetría precisa y efectiva.

METODOLOGÍA

Trece pacientes con metástasis pulmonares subcentimétricas fueron sometidos SBRT. Los esquemas de tratamiento variaron según criterios topográficos, siguiendo las pautas de Scorsetti y Alongi. Todos los pacientes tenían un estado funcional de 0-2 y fueron simulados con el sistema estereotáctico ExaCradle (Anatge) y MoldCareBR-3 (ALCARE CO., Ltd.). Las dosis se calcularon utilizando el algoritmo CCC en el sistema Pinnacle, versión 16.1, y se administraron en el equipo TrueBeam con un MLC de 5 mm. El diseño del tratamiento se basó en una esfera de 30 mm de diámetro centrada en el baricentro del ITV (fig. 1), prescribiendo la dosis al GTV.

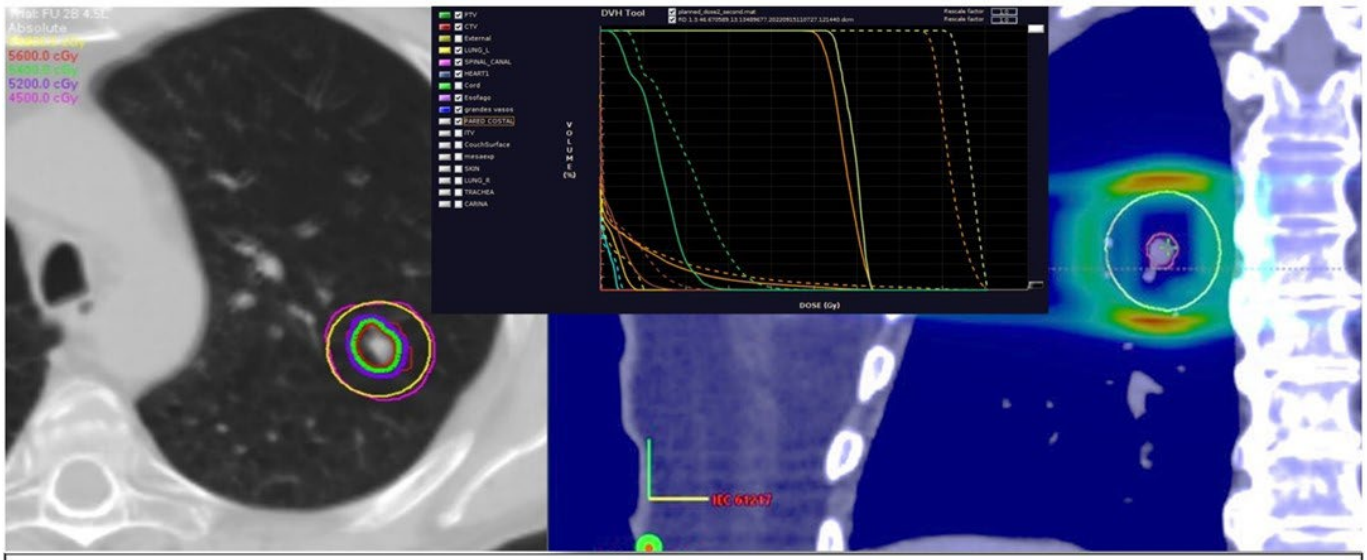


Figura 1: Ejemplo de planificación de tumor isla con esfera de 30 mm de diámetro con dosis de prescripción de 54Gy y diferencia entre Pinnacle y Full Monte Carlo en dosis absoluta al GTV. Robustez asociada al método.

Se evaluaron cuatro aspectos clave:

- El aumento de la robustez con la ampliación de márgenes.
- El aumento de la componente de radiación secundaria sobre el tumor para acercar lo calculado a lo medido.
- Una baja modulación de fluencia para reducir la probabilidad de efecto interplay.
- Cálculo alternativo en Full-Monte Carlo con el TPS CARMEN (Calculation and Analysis of Radiotherapy with Monte Carlo Engine)

La dosimetría in vivo se evaluó en la primera fracción con SunCheck, utilizando la función gamma (3%-3mm) con un umbral del 10% para la dosimetría portal (2D) y la dosimetría tridimensional (3D) del PTV. Además, se analizaron los desplazamientos IGRT.

RESULTADOS

Los desplazamientos generados en IGRT fueron (table 1):

	Vrt (cm)	Lng (cm)	Lat (cm)	Pitch (°)	Roll (°)	Rtn (°)
Promedio desplazamientos	0,27	0,35	0,15	0,72	0,90	0,99
Desviación desplazamientos	0,18	0,22	0,11	0,60	0,61	0,75

Tabla 1: Análisis de desplazamientos de IGRT realizados tras CBCT

Respecto a la dosimetría portal la función gamma 2D resulta un valor máximo medio 86 ± 14%, y máximo de 98,3 ± 1,7% del conjunto de campos. El estudio 3D de la función gamma para el volumen PTV muestra un 88±12%. Los estudios con CARMEN reprodujeron valores similares a la literatura: acuerdo de dosis en órganos críticos y dosis absolutas informadas por el algoritmo CCC por debajo de las de Full Monte Carlo entorno a un 25%.

Se observó una respuesta completa en PET-6 meses del 30.8% de los casos. Se notó una disminución de la actividad metabólica dentro de la lesión en el 53.8% de los casos. Solo el 15.4% de los pacientes experimentaron neumonitis leve, la cual no requirió hospitalización.

CONCLUSIONES

El uso de una esfera de 30 mm mejora la robustez del tratamiento, ofreciendo dosimetría in vivo aceptable y minimizando riesgos. La alteración de densidad del GTV guiada por MC será clave para optimizar la dosis.

Avanzar hacia el cálculo completo de Monte Carlo mejorará la dosimetría en tumores pulmonares subcentimétricos.

PRIMERA EXPERIENCIA EN HUMANOS: RADIOTERAPIA CORPORAL ESTEREOTÁCTICA EN UNA SOLA FRACCIÓN PARA NEUROBLASTOMA PEDIÁTRICO

Velázquez, S. (1); Gomis Sellés, E. (2); Muñoz Muñoz, Ó. (1); Delgado León, B. D. (1); López Guerra, J. L. (1); Cabrera Roldán, P. C. R. (1)
(1) HUVR; (2) Hospital Clínico de Barcelona

INTRODUCCIÓN

Determinamos explorar la viabilidad, seguridad y eficacia de un protocolo de radioterapia corporal estereotáctica (SBRT) en una sola fracción como alternativa a la resección quirúrgica en neuroblastoma pediátrico.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se trató a un paciente de 5 años diagnosticado con neuroblastoma de alto riesgo estadio M que presentó recurrencia en ganglios linfáticos pélvicos tras tratamientos previos. Se administró una fracción única de 12 Gy utilizando el sistema estereotáctico pediátrico eXaKid con inmovilización MoldCare y termoplástico corporal (Figura 1). El GTV se delineó mediante fusión de imágenes PET-RMN, añadiéndose un margen de 3 mm para el PTV basado en el mayor movimiento observado en registros IGRT-CBCT de casos pediátricos previos.

La planificación del tratamiento se realizó en un acelerador lineal TrueBeam con fotones 6MV FFF y una tasa de dosis de 1400 MU/min. Se evaluaron dos planes competitivos utilizando el sistema de planificación Eclipse (versión Acuros 16.1): un plan 4π y un plan VMAT con tres semiarcos ipsilaterales. Ambos planes priorizaron la protección de órganos críticos, ponderando la arteria ilíaca 1.5 veces y el intestino delgado 2 veces más que el PTV. La selección final del plan favoreció un menor tiempo de tratamiento de la técnica VMAT para maximizar el estrés oxidativo y efectos fuera blanco. La robustez se evaluó perturbando los histogramas dosis-volumen bajo un escenario de desplazamiento desfavorable de 2 mm.

RESULTADOS

El plan VMAT seleccionado logró una administración robusta de dosis, asegurando que el GTV recibiera no menos de los 12 Gy prescritos, incluso en condiciones desfavorables (Figura 2). La cobertura del PTV mantuvo uniformidad sin superar el límite superior del 120% de la dosis prescrita. La duración del tratamiento fue de 2 minutos y 35 segundos. Las correcciones posicionales incluyeron: vertical +0.01 cm, longitudinal -0.31 cm, lateral -0.30 cm, inclinación +0.7°, giro +3.0° y rotación +0.7°.

Seis semanas después del tratamiento, el paciente permaneció asintomático y no se observaron efectos adversos. Conclusión

Este caso demuestra el potencial de la SBRT en una sola fracción como una opción viable y no invasiva para el tratamiento de la enfermedad oligometastásica en neuroblastoma pediátrico. Aunque los resultados son prometedores, son necesarios estudios adicionales con seguimientos prolongados para establecer la seguridad y eficacia a largo plazo de este enfoque.



Figura 1. *Inmovilización paciente*

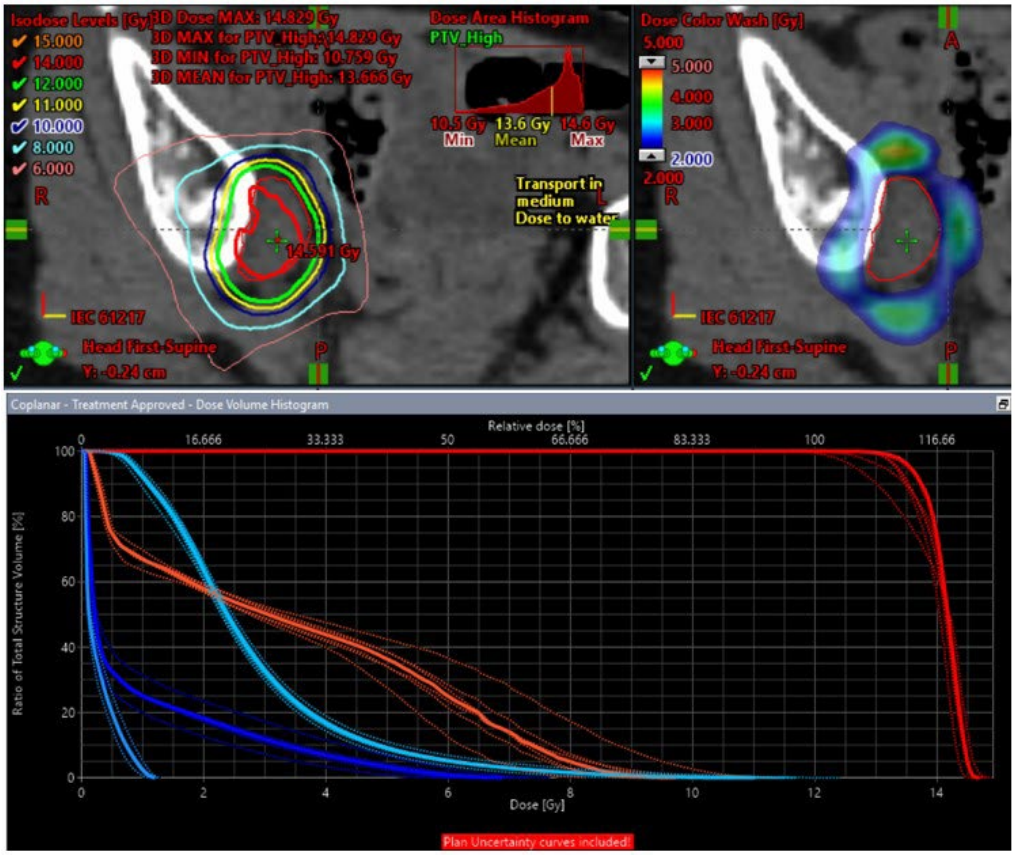


Figura2. Dosimetría: Curvas de isodosis, curvas de Robustez e histograma dosis volumen perturbado (rojo-GTVp, naranja-arteria iliaca external, celeste-saco intestinal, azuloscuro-cabeza femoral derecha y azul-izquierda)

EXPERIENCIA CON EL DISPOSITIVO DE INMOVILIZACIÓN EASYFIX®(ANATGE) EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO (HUVR)

Castro Nora, D. (1); Ferrer Aparicio, M. (2); Delgado Espinosa, S. (3); Velázquez Miranda, S. (3)
(1) Hospital Universitario de Cruces; (2) Hospital Virgen de la Luz; (3) Hospital Universitario Virgen del Rocío;

INTRODUCCIÓN

La Radioterapia Ablativa Estereotáctica (SBRT) para sarcomas en extremidades presenta desafíos significativos en términos de inmovilización y dosimetría. Estos tumores, localizados en músculos y huesos, requieren una administración de dosis muy precisa para proteger los tejidos sanos circundantes. Para evaluar la capacidad de reproducir el posicionamiento entre fracciones, se llevó a cabo una evaluación del dispositivo de inmovilización para extremidades eaSyFix, FIGURA 1. Este sistema permite una inmovilización precisa durante el tratamiento, utilizando adaptadores acolchados y áreas de indexación para máscaras termoplásticas, lo que asegura un ajuste exacto y estable. Los materiales compatibles con resonancia magnética (RM), sin artefactos y de baja atenuación, facilitan imágenes claras que son esenciales para la planificación del tratamiento.



Figura 1: Plataforma eaSyFix. Se dispone con adaptadores acolchados y zonas de indexación para máscaras termoplásticas, asegurando una alta reproducibilidad.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyeron en el estudio 34 pacientes con sarcomas en extremidades tratados con eaSyFix en el HUVR. El objetivo fue evaluar la capacidad del dispositivo para garantizar una posición estable y reproducible durante cada sesión de SBRT, minimizando variaciones posicionales. Se siguió el siguiente protocolo:

- En la simulación previa al tratamiento, se personalizó el dispositivo para cada paciente ajustando adaptadores y moldes alrededor de la extremidad afectada. Se utilizaron moldes Moldcare BR3 y máscaras termoplásticas sobre las articulaciones para estabilizarlas.
- Una vez posicionada la extremidad, se realizó una tomografía computarizada (TC) de alta resolución para planificar el tratamiento. Cuando era necesario, se complementaba con una RM para una mejor definición del tumor, aprovechando la compatibilidad del sistema.
- En cada sesión, el paciente se posicionaba utilizando el mismo eaSyFix, asegurando que se replicara la posición de la simulación inicial.
- Antes de cada tratamiento, se realizaba un CBCT para verificar la posición del paciente y aplicar las correcciones necesarias en los ejes vertical, lateral, longitudinal o rotacionales para alinearlo con la posición planificada.

Las correcciones CBCT obtenidas se analizaron para evaluar la precisión en el posicionamiento. Se calcularon los promedios y desviaciones estándar de los movimientos en los seis grados de libertad traslaciones y rotacionales.

RESULTADOS

El análisis de los datos obtenidos de los CBCT en los 34 pacientes mostró que el dispositivo eaSyFix logró un reposicionamiento altamente preciso de las extremidades, con desplazamientos mínimos, TABLA 1.

	Vrt(mm)	Lng(mm)	Lat(mm)	Pitch(°)	Roll(°)	Rtn(°)
Desplazamiento promedio	3	3	3	0,8	1,1	0,7
Desviación desplazamientos	2	2	2	0,5	0,6	0,5

Tabla 1: Desplazamientos promedio y desviaciones en pacientes tratados con eaSyFix.

CONCLUSIONES

El sistema de inmovilización eaSyFix ha demostrado ser altamente efectivo para la reproducibilidad en el posicionamiento del tratamiento de sarcomas en extremidades con SBRT. Su capacidad para minimizar los desplazamientos, junto con su compatibilidad con TC y RM, optimiza la precisión del tratamiento y reduce el riesgo de dañar tejidos adyacentes. Su diseño adaptable favorece la adherencia del paciente y mejora los resultados clínicos, consolidándolo como una herramienta esencial para la SBRT en sarcomas.

IMPLEMENTACIÓN DE IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL (TBI) CON VMAT

Serrano Aguirre, S. (1)
(1) SOLCA

La irradiación corporal total (TBI) es una técnica de oncología radioterápica que administra una dosis a todo el cuerpo. En este trabajo se implementó la TBI utilizando la técnica VMAT en un LINAC Halcyon. Obteniendo una cobertura PTV_Total : DPrescrip100% >90%; D110% <25%. Dmedia pulmones < 85-90% de DPrescrip (TBI con dosis totales de 200cGy), Dmedia pulmones < 60-66% de DPrescrip (TBI con dosis totales de 1200cGy). Esta técnica ofrece un recurso para tratamientos de TBI con VMAT.

METODOLOGÍA Y ANÁLISIS DOSIMÉTRICO EN TRATAMIENTOS DE SBRT CARDÍACA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON

Pié-Padró, S. (1); Navarro-Palomas, P. (1); Guardiola-Zaragoza, P. (1); Granado, R. (1); Reyes, V. (1); Rivas, N. (1); Seoane, A. (1)
(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron

INTRODUCCIÓN

El objetivo de la SBRT cardíaca es irradiar la región cardíaca causante de la taquicardia ventricular en pacientes refractarios a la ablación convencional.

La comunidad científica está trabajando para estandarizar los procedimientos de planificación de estos tratamientos.

El propósito de este trabajo es describir el proceso de planificación de SBRT cardíaca en nuestro centro, además de reportar nuestros resultados dosimétricos.

MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro hospital desde 2021 se han tratado 8 pacientes.

La delimitación de la región arritmogénica se obtuvo combinando el mapa electroanatómico y el CT cardíaco 4D usando el software ADAS 3D (Barcelona). Para la planificación del tratamiento, se realizó un CT respiratorio 4D, cuya reconstrucción promedio se registró con el CT cardíaco y se utilizó para el cálculo.

Para la generación del ITV, se consideró el máximo movimiento de un *surrogate*, generalmente el cable del DAI, a lo largo de las 10 fases respiratorias. Finalmente, se añadió un margen de 3 mm para generar el PTV.

El tratamiento consta de una única fracción de 25 Gy administrada con tres arcos modulados coplanares de fotones de energía 6 MV-FFF. Se planificó en Eclipse con el algoritmo de cálculo AcurosXB v.15.6.04 y rejilla de 1.25 mm. Se trataron en un linac TrueBeam STx de Varian Medical Systems.

Con el fin de cumplir las restricciones a órganos de riesgo [1,2], se creó un PTV (PTVnormalización) restando los OARs limitantes. Los planes se normalizaron para que el 95% del volumen quedase cubierto por la dosis de prescripción.

Se reportan los volúmenes promedio de PTV y corazón, los parámetros dosimétricos para el PTV y el volumen del corazón que está fuera del PTV (Corazón-PTV). También se han reportado los siguientes parámetros de calidad del plan: ratio UM/Gy e índices de conformidad (CI100%, CI50%) [3].

RESULTADOS

Los volúmenes de PTV y corazón fueron 77.2 ± 32.0 cm^3 y 1219 ± 280 cm^3 (1 SD), respectivamente.

	Parámetro	Media ± 1 SD
PTVnormalización	D98 (%)	97.9 ± 0.6
	D2 (%)	118.0 ± 3.2
Corazón - PTV	D50% (Gy)	2.1 ± 1.2
	V5Gy (%)	26.3 ± 10.6

La tabla muestra los resultados dosimétricos para PTVnormalización y para la estructura Corazón-PTV. La cobertura del PTV se vio limitada en 3 de los 8 pacientes, siendo los OARs limitantes el estómago y el esófago.

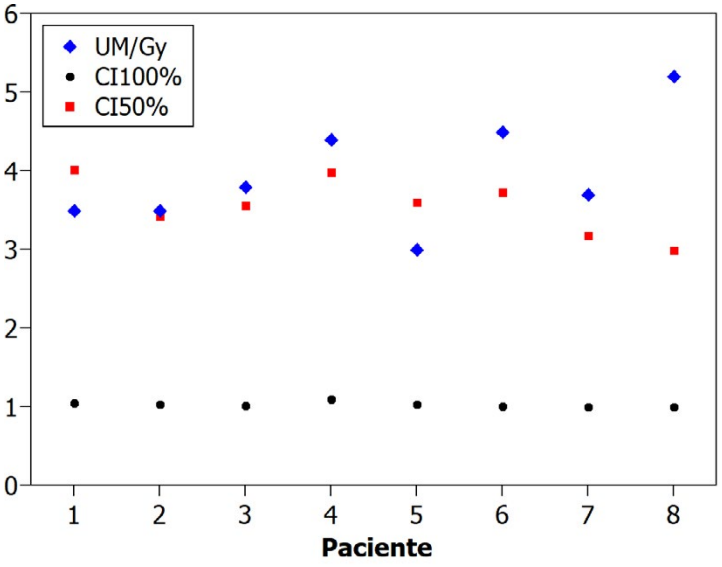


Figura. Parámetros de calidad del plan: ratio UM/Gy, CI100%: V(100%)/PTV(V100%) y CI50%: V(50%)/PTV(V100%).

La figura muestra los parámetros de calidad analizados para cada paciente, donde los indices de conformidad están dentro del rango objetivo [3].

CONCLUSIONES

Los planes, además de cumplir las restricciones de cobertura y de límites de dosis para OARs, son muy consistentes en todos los pacientes, como se evidencia por la poca variabilidad de los parámetros de calidad del plan. Esta consistencia indica que la metodología de planificación seguida en nuestro centro es robusta.

REFERENCIAS

Diez, P. (2022). UK 2022 Consensus on Normal Tissue Dose-Volume Constraints for Oligometastatic, Primary Lung and Hepatocellular Carcinoma Stereotactic Ablative Radiotherapy. Clin.Onc, 34(5), 288–300.

Knutson, N. (2019). Radiation Therapy Workflow and Dosimetric Analysis from a Phase 1/2 Trial of Noninvasive Cardiac Radioablation for Ventricular Tachycardia. IJROBP, 104(5), 1114–1123.

SABR: A Resource. The Faculty of Clinical Oncology of The Royal College of Radiologists (2019).

DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN TRATAMIENTOS DE SBRT CARDÍACA

Pié-Padró, S. (1); Navarro-Palomas, P. (1); Guardiola-Zaragoza, P. (1); Seoane, A. (1)

(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron

INTRODUCCIÓN

La SBRT cardíaca permite tratar aquella región causante de la taquicardia ventricular, en aquellos pacientes refractarios a la ablación convencional.

Los EPID pueden usarse para detectar la radiación que pasa a través del paciente durante el tratamiento; esto se conoce como dosimetría de tránsito. La imagen de tránsito se compara con la imagen predicha, con el objetivo de detectar cualquier desviación en el tratamiento.

El objetivo de este trabajo es reportar los resultados de la dosimetría de tránsito en los tratamientos de SBRT cardíaca realizados en nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODOS

El tratamiento consta de una única fracción de 25 Gy administrada con tres arcos modulados coplanares de fotones de energía 6 MV-FFF. La planificación se realizó en Eclipse con el algoritmo de cálculo AcurosXB v.15.6.04 y rejilla de 1.25 mm. Se trataron en un linac TrueBeam STx de Varian Medical Systems.

En 7 de los 8 pacientes tratados en nuestro centro de taquicardia ventricular con SBRT, se realizó dosimetría *in-vivo* basada en la dosimetría de tránsito con el sistema de imagen portal. Para cada arco de tratamiento, las imágenes del EPID son enviadas al sistema PerFRACTION v.2.10 (Sun Nuclear Corporation), y éste las compara con las imágenes portales calculadas a partir del plan. El algoritmo de cálculo que utiliza el sistema es del tipo Collapsed Cone.

Para cada paciente, la comparación de imágenes se realiza a través del índice gamma. Se reporta el promedio del Gamma Passing Rate (GPR) de los tres arcos para los siguientes criterios: (5 %, 3 mm), (3 %, 3 mm) y (3 %, 1 mm).

RESULTADOS

La figura muestra los resultados de los 7 pacientes para los tres criterios gamma descritos.

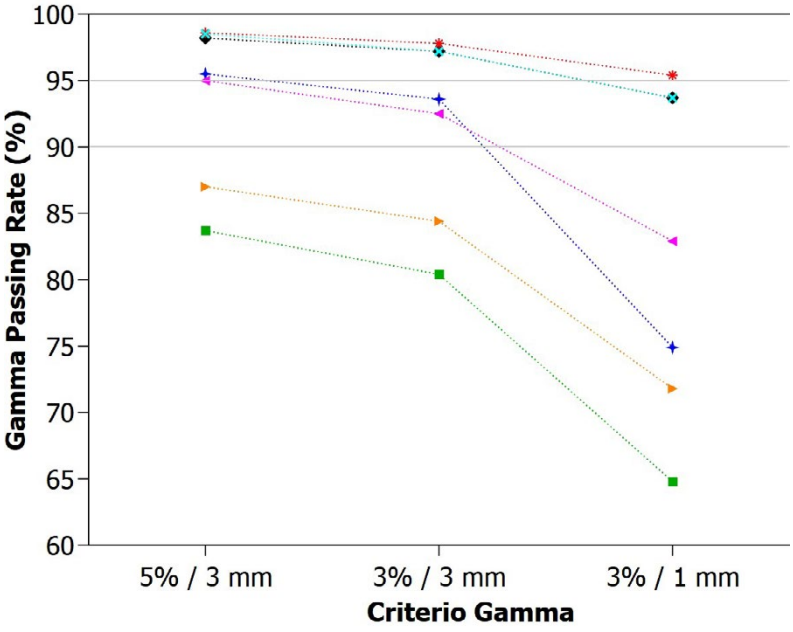


Figura. Resultados GPR para cada paciente, representados con diferentes colores, para los 3 criterios gamma. Se utilizan lineas punteadas para ayudar a la visualización. Las lineas representan los dos tolerancias propuestas.

En 5 de los 7 pacientes el GPR (5 %, 3 mm) es mayor del 95 % y el GPR (3 %, 3 mm) es mayor del 90 %. Referente a los resultados con el criterio gamma (3 %, 1 mm), solo en 3 pacientes el GPR es superior al 90 %.

Dos pacientes no cumplen ninguno de los criterios mencionados. Se realizó un análisis de las posibles causas de dichos resultados. En uno de ellos se evidenció una diferencia en la posición craneo-caudal del diafragma entre el CT de planificación y el CBCT pretratamiento. En el otro paciente, sin embargo, no se pudo identificar ninguna causa.

CONCLUSIONES

El uso de la dosimetría de tránsito en los tratamientos de SBRT cardíaca supone una herramienta valiosa para garantizar que el tratamiento de radioterapia se ha administrado según la planificación y que, por tanto, mejora la calidad de todo el proceso.

Los criterios de GPR (5 %, 3 mm) mayor del 95 % o GPR (3 %, 3 mm) mayor del 90 % parecen ser tolerancias adecuadas para detectar desviaciones aceptables respecto al tratamiento planificado. Serían necesarios más pacientes para confirmarlos.

PLANIFICACIÓN MIXTA T-VMAT/ARCO DE ~220° PARA RADIOTERAPIA DE MAMAS IZQUIERDAS EN RESPIRACIÓN LIBRE

Serrano Zabaleta, S. (1); Corral Delgado, S. (2); Vera Tena, D. (1); González González, E. (1); López-Blanco Díaz, P. (1); Bataller Martí, A. (1); Castro Moreno, R. (1); Castán Guerrero, C. (1); Jiménez Albericio, J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa; (2) Quirón Salud

INTRODUCCIÓN

Desde la implantación generalizada de la VMAT, se han realizado numerosos estudios sobre qué configuración geométrica podría resultar más ventajosa en el tratamiento del cáncer mamario en comparación con la 3DCRT y la IMRT.

En muchos centros se ha optado por utilizar una planificación híbrida 3DCRT o IMRT/VMAT, como compromiso entre la homogeneidad de dosis que puede conseguir la VMAT, y la protección de los OARs de la 3DCRT/IMRT.

Sin embargo, en algunos planificadores esta técnica puede resultar costosa de ejecutar de manera rutinaria. Por ello, en este trabajo se comprueba la viabilidad de utilizar un arco de ~220° al que se añade una VMAT tangencial (t-VMAT), como alternativa a la planificación híbrida.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se eligieron 10 pacientes de mama izquierda sin mastectomía ni afectación ganglionar y con PTVs de volúmenes comprendidos entre 190 y 1880 cm^3. La prescripción fue de 40,5 Gy en el PTV de mama y boost integrado de 48 Gy.

Se compararon las siguientes técnicas, planificadas con Mónaco: a) 2 arcos de ~230°-240°; b) t-VMAT con arcos de ~55°; c) Mixta Arco ~220°-t-VMAT de 55° y d) Mixta Arco ~220°-t-VMAT de 30°; y una médico especialista en oncología radioterápica valoró la cobertura obtenida para los PTVs y la dosis recibida por los OARs.

RESULTADOS

Los 40 planes resultaron válidos para su uso clínico, si bien la paciente de mayor volumen mamario se habría visto beneficiada de un tratamiento distinto. En el resto de pacientes, el plan preferido fue el c) o el d), ambas técnicas mixtas de un arco de ~220° y 2 arcos de 30 o 55°. En ningún caso, las opciones c) o d) resultaron inferiores a a) en la protección de los OARs, ni inferiores a b) en la cobertura y homogeneidad de dosis en el PTV.

En todas las pacientes, el uso de una técnica mixta disminuyó el V_{4Gy} en el pulmón ipsilateral respecto a la técnica a). Se observó además una disminución promedio significativa del número de unidades monitor.

DISCUSIÓN

El uso de técnicas de planificación mixtas de un arco de ~220° y 2 arcos de 30 o 55° produce resultados superiores en cobertura y homogeneidad de dosis en el PTV a la t-VMAT, y en restricción de dosis en los OARs a las planificaciones con 2 arcos de 230°-240°, por lo que podría constituir una alternativa viable a la planificación híbrida 3DCRT o t-IMRT/VMAT en los planificadores en los que esta técnica sea costosa de implementar en el día a día.

CONCLUSIONES

La técnica mixta ~arco de 220°-2 arcos pequeños resultó la preferida por la oncóloga radioterápica en todos los casos, salvo en la mama de 1880 cm^3, por su mejor homogeneidad en el PTV y una ligera reducción del V_{4Gy} en el pulmón ipsilateral. Es fundamental la elección adecuada del ángulo de los arcos pequeños.

EXPLORACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE SEGMENTACIÓN DE MONACO PARA REDUCIR LA SOBREMODULACIÓN

Serrano Zabaleta, S. (1); Corral Delgado, S. (2); Bataller Martí, A. (1); Castro Moreno, R. (1); Castán Guerrero, C. (1); Vera Tena, D. (1); González González, E. (1); López-Blanco Díaz, P. (1); Jiménez Albericio, J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa; (2) Quirón Salud

INTRODUCCIÓN

El uso de técnicas de Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada (Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) requiere de la planificación inversa de los tratamientos. En un intento de maximizar la cobertura de los volúmenes objetivo del tratamiento y minimizar la protección de los órganos de riesgo es posible caer en la sobremodulación, lo que disminuiría la robustez de los planes y podría crear una discrepancia entre las distribuciones de dosis proporcionadas por el planificador y las reflejadas en el sistema de verificación pretratamiento.

En este trabajo se exploró la influencia de diferentes parámetros sobre el número de unidades monitor (UM), que es un indicador de cómo de modulado está el plan. Los parámetros considerados fueron: número de puntos de control por arco, anchura mínima de segmento y suavizado de la fluencia.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron al azar 10 pacientes de mama izquierda que debían recibir radioterapia tras cirugía reconstructiva, con una prescripción de 40,5 Gy en el PTV de mama y 48 Gy en el boost sobre el lecho quirúrgico. Para cada paciente, se realizó una planificación de referencia con la técnica de VMAT en el planificador Monaco, utilizando dos arcos con la geometría que se consideró más adecuada a la anatomía de cada una, y los siguientes parámetros de segmentación: 120 puntos de control por arco, anchura mínima de segmento de 0,5 cm y suavizado medio de la fluencia.

Después se variaron los parámetros, de uno en uno, y se compararon con la planificación original. Se exploró el utilizar 70 y 50 puntos de control por arco, anchura mínima de segmento de 1 cm y suavizado alto de la fluencia.

RESULTADOS

Un resumen de los resultados de la reducción de UM puede verse en la Tabla 1.

	70 pts de control/arco	50 pts de control/arco	Anchura mínima de segmento 1 cm	Suavizado alto de la fluencia
Reducción de UM [%]	1	12	29	24

Tabla 1. Reducción de las unidades monitor respecto al plan de referencia.

DISCUSIÓN

Dado que las mamas pueden ser planificadas con éxito empleando únicamente dos haces tangenciales, se esperaba que la disminución de puntos de control redujera las UM sin afectar significativamente a la calidad del plan. Lo que se observó sin embargo fue que bajar el número de puntos de control hasta 70 no reduce la calidad del plan pero tampoco las UM, en promedio. Individualmente se observa una variación entre -20% y +20%. Al bajar a 50 los puntos de control, comienza a perderse cobertura de dosis en el volumen objetivo. Lo mismo sucede al aumentar el suavizado, aunque en este caso las UM sí disminuyen.

Por el contrario, el aumento de la anchura mínima de segmento a 1 cm, disminuyó un 29% el número de UM con una pérdida muy leve de calidad del plan, por lo que se consideró la forma óptima de reducir la modulación de los planes.

CONCLUSIONES

De entre los parámetros considerados, el que consiguió un mejor compromiso entre la disminución de unidades monitor y la pérdida de calidad del plan fue el aumento de la anchura mínima de segmento. Duplicar la misma disminuyó el número de unidades monitor un promedio del 29%.

HACIA UN FLUJO DE TRABAJO MR-ONLY: CREANDO UNA LIBRERÍA PROPIA DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS PARA UN MR- LINAC

Cuenca Bandín, T. (1); Yáñez Barro, M. (1); Fadrique, S. (2); Etxeberria Urquia, H. (1); Urdánoz Legasa, N. (2); Barbés Fernández, B. (1); Burguete Mas, J. (3)
(1) Clínica Universidad de Navarra. Navarra.; (2) C; (3) Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

El propósito de este estudio es analizar la viabilidad de implementar un flujo de trabajo “MR-only” para tratamientos de cáncer de próstata en MR-LINAC, empleando una librería de densidades electrónicas (DEs) propias del departamento sin necesidad de realizar un CT, y evitando de esta manera tanto dosis innecesarias al paciente como una mejora del tiempo y recursos del departamento.

MATERIAL Y MÉTODOS

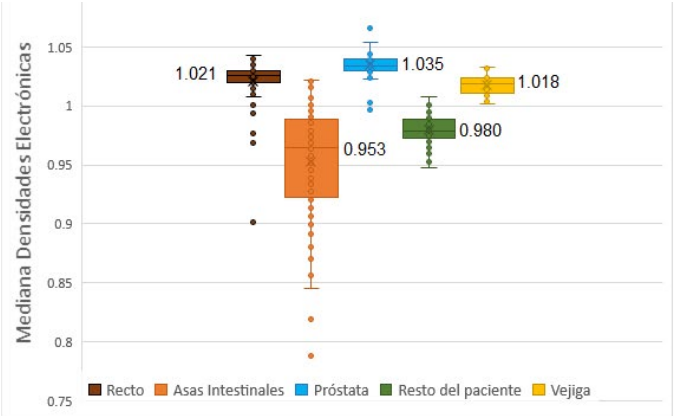
Se analizaron 88 CTs de pelvis masculina de pacientes radiados previamente en nuestro centro en un LINAC convencional (edad media 71, [50-85] años). Se desestimaron 3 pacientes por presentar prótesis, quedando finalmente 57 pacientes de próstata y 28 de prostatectomía. Dos dosimetristas contornearon los siguientes órganos: próstata, vejiga, recto, asas intestinales, cabezas femorales, hueso pélvico y el contorno externo del paciente, obteniendo para cada uno el valor de DE promedio de cada volumen.

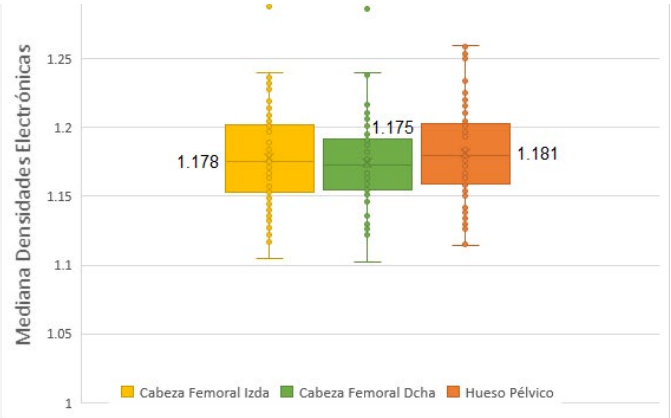
Se calcularon para cada órgano los valores máximo, mínimo, media de DE y desviaciones estándar del conjunto de los pacientes. Para los órganos con DE outlier se analizó la diferencia entre una dosimetría realizada con sus propias DEs frente al cálculo de esta misma dosimetría para los valores promedio obtenidos.

RESULTADOS

Las DEs promedio obtenidas para cada órgano analizado de los 85 pacientes fueron las siguientes:

	Valor promedio	Rango
Vejiga	1.018±0.009	[1.002-1.033]
Recto	1.021±0.019	[0.901-1.043]
Asas intestinales	0.953±0.048	[0.788-1.022]
Próstata	1.035±0.010	[0.997-1.066]
Resto del paciente	0.979±0.012	[0.948-1.008]
Hueso Pélvico	1.181±0.034	[1.114-1.260]
Cabeza Femoral Izda	1.178±0.033	[1.105-1.288]
Cabeza Femoral Dcha	1.175±0.031	[1.102-1.286]





Los valores de DE muy por debajo del valor medio en recto y asas corresponden a pacientes con una gran cantidad de aire en el interior de dichos órganos.

Dado que las asas intestinales se encuentran muy alejadas para tratamientos de próstata exclusiva, se planificaron dosimetrías IMRT con 7 haces para el CT con el recto más desfavorable y las cabezas femorales con mayor D, con un fraccionamiento de 37.25Gy en 5 fracciones a la próstata.

El paciente con menor valor de DE en el recto presentó una diferencia en la cobertura del 95% del PTV de -0.021Gy cuando las estructuras tenían su propio valor de DE vs el valor promedio sobreescrito.Los valores de D2cc de recto y vejiga difirieron en 0.06Gy y 0.008Gy, respectivamente.

Para el paciente con valores extremos de DE en cabezas femorales el valor de D95 difirió en 0.033Gy, y para los valores de D2cc de recto y vejiga la diferencia fue de 0.011Gy y 0.093Gy, respectivamente.

DISCUSIÓN

Los valores de DE de los órganos sin inhomogeneidades de aire siguen una distribución normal, por lo que las medias son representativas para el órgano asignado.

Incluso en los pacientes cuyas DE difieren del promedio de manera extrema, las dosimetrías al aplicar sus propios valores o los de la librería creada son tan similares que no justifica la realización de un CT.

CONCLUSIONES

Para pacientes de cáncer de próstata que vayan a ser tratados con MR-LINAC, podemos garantizar que un flujo de trabajo MR-only empleando valores de DE de la librería propia no aumentará la incertidumbre del cálculo dosimétrico.

Aquellos pacientes con prótesis o cuerpos extraños deberán realizarse un CT para delinear con claridad estos objetos y sus artefactos correspondientes.

REDUCIENDO INCERTIDUMBRES DOSIMÉTRICAS. ANÁLISIS DE LA DEPOSICIÓN DE DOSIS EN UN SARCOMA DE CORAZON CONSIDERANDO SU MOVIMIENTO CON MR-LINAC

Meneses Felipe, A. (1); Cuenca Bandín, T. (2); Barbés Fernández, B. (2); Fuertes Valles, L. (2); Garcia Cardosa, M. (1); Burguete Mas, J. (1)
(1) Universidad de Navarra; (2) Clínica Universidad de Navarra. Navarra

INTRODUCCIÓN

El algoritmo "Comprehensive Motion Management" (CMM) del MR-LINAC Unity (Elekta) permite seguir, mediante imagen en tiempo real(6fps), el desplazamiento del tumor en las tres direcciones espaciales, estableciendo márgenes que, de superarse, pausarían el tratamiento hasta volver dentro de los límites establecidos. Al finalizar la sesión, el programa genera registros de los desplazamientos que son analizables. El propósito del estudio es lograr una estimación más realista de la dosis depositada durante un tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

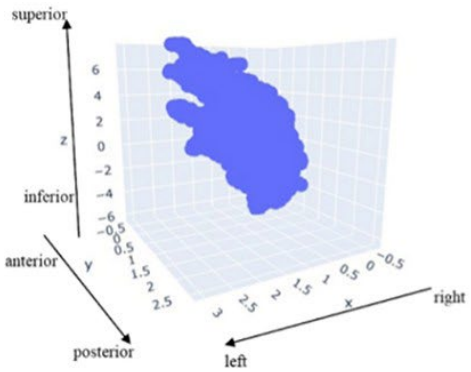
Se realizó una dosimetría pre-tratamiento sobre un sarcoma cardíaco, con fraccionamiento de 35Gy/5fx. Durante cada sesión de tratamiento, se registraron los desplazamientos del tumor mediante CMM.

Posteriormente, se analizaron estos desplazamientos, aplicando un filtro gaussiano a los datos y discretizando el movimiento del tumor en una matriz de vóxeles de 2 mm de lado, evaluando la frecuencia de paso en cada vóxel y seleccionando los seis de mayor frecuencia, tomando como referencia el centro del vóxel. Se consideraron dos enfoques: 1)incluyendo todos los desplazamientos registrados y 2)considerando únicamente los desplazamientos dentro de los márgenes definidos (3mm en cada dirección). En este trabajo, nos centraremos en el segundo enfoque.

Mediante el TPS RayStation (RaySearch laboratories), se generaron seis CTs simulando el movimiento del tumor, deformando el CT de planificación a las seis posiciones anteriormente calculadas. El objetivo fue sumar la dosis calculada en estos seis CTs en el CT de planificación, normalizando los pesos en función de las frecuencias. Así, comparamos la diferencia de dosis que impartiría el acelerador con respecto a la dosis planificada.

RESULTADOS

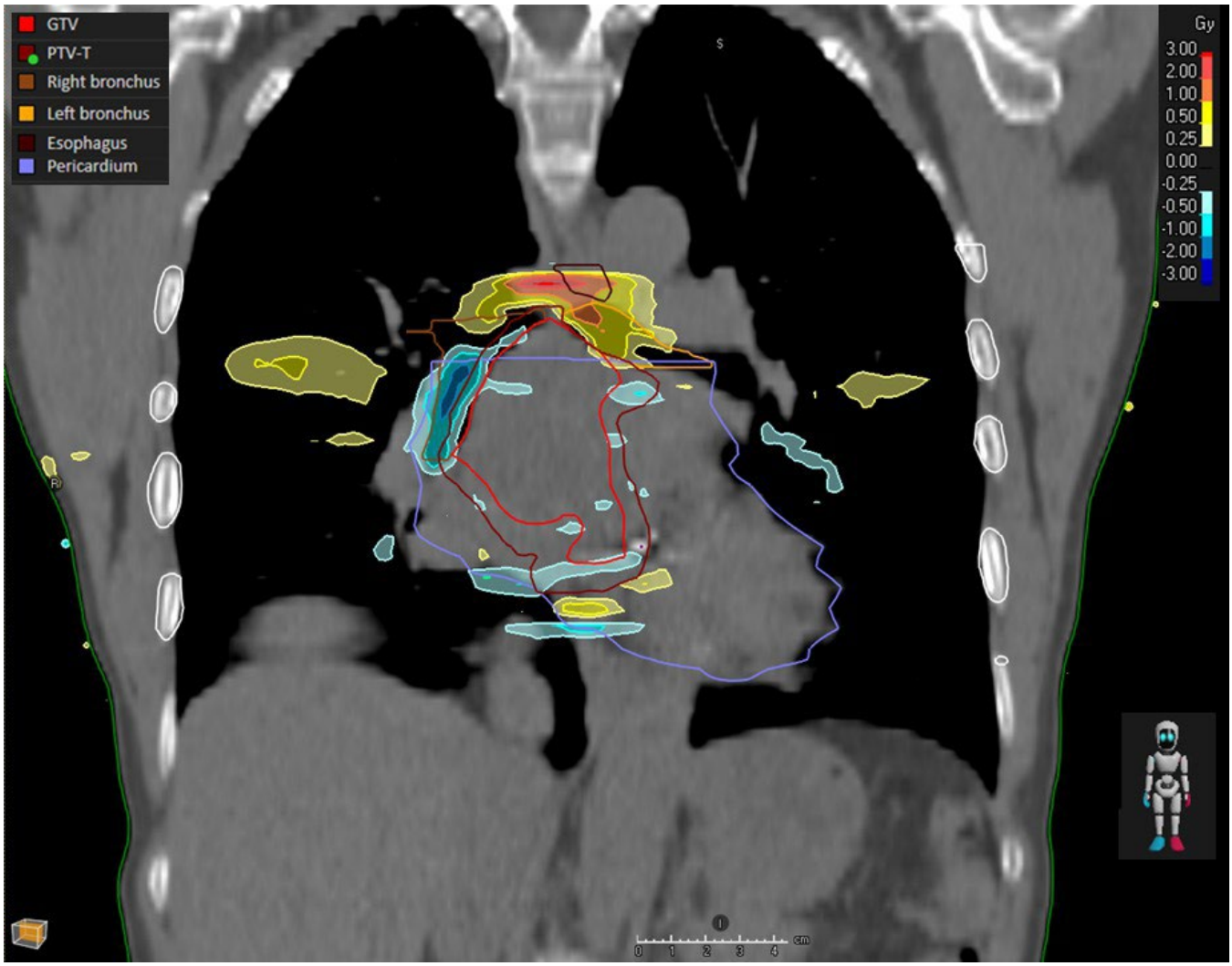
Tras analizar todas las posiciones de la trayectoria del tumor (4600 puntos), las frecuencias de los seis vóxeles (cubriendo el 96.8% de los desplazamientos) y sus respectivos centroides se muestran en la FIGURA 1:




```
Vóxeles con las 6 frecuencias más altas:
Vóxel (2, 2, 2): 53.08%
Vóxel (2, 2, 1): 22.27%
Vóxel (2, 2, 3): 14.24%
Vóxel (2, 2, 0): 3.38%
Vóxel (1, 2, 1): 1.98%
Vóxel (2, 1, 2): 1.85%

Centroides geométricos (en mm) de los vóxeles con las 6 frecuencias más altas:
Vóxel (2, 2, 2):  X: 1.039,  Y: 1.058,  Z: 0.759
Vóxel (2, 2, 1):  X: 1.039,  Y: 1.058,  Z: -0.734
Vóxel (2, 2, 3):  X: 1.039,  Y: 1.058,  Z: 2.252
Vóxel (2, 2, 0):  X: 1.039,  Y: 1.058,  Z: -2.227
Vóxel (1, 2, 1):  X: 0.400,  Y: 1.058,  Z: -0.734
Vóxel (2, 1, 2):  X: 1.039,  Y: 0.431,  Z: 0.759
```

En la FIGURA 2 podemos ver la diferencia de dosis entre la dosimetría planificada y la simulada con los movimientos del tumor.



DISCUSIÓN

En la imagen apreciamos que las dosis en la zona superior del corazón son mayores en el plan original que en el acumulado, pero en la zona del bronquio derecho la dosis aumenta al simular los movimientos.

Las coberturas del GTV y el PTV para el plan con los desplazamientos aumentan 0.09Gy y 0.011Gy, respectivamente.

La aorta, el pericardio (excluyendo el PTV), el bronquio derecho, el ventrículo izquierdo y la médula espinal presentan valores de D0.3cc superiores a la planificada (0.21Gy, 0.12Gy, 0.27Gy, 0.35Gy y 0.11Gy, respectivamente).

Los órganos que disminuyen su dosis con respecto a la planificada son el bronquio izquierdo, con una diferencia de D0.03cc de 0.08Gy, y el pulmón, con una Dmedia 0.03Gy inferior.

CONCLUSIONES

Hemos mostrado una primera aproximación para conocer con mayor certeza la dosis impartida. Para refinar el proceso debemos realizar una matriz de vóxeles más pequeños y aumentar el número de vóxeles escogidos para no desestimar zonas con menos frecuencia de paso. Además, estamos trabajando en desarrollar el primer enfoque para realizar la comparativa considerando todos los desplazamientos.

PUESTA EN MARCHA DEL PLANIFICADOR ELEMENTS PARA TRATAMIENTO DE MULTIMETÁSTASIS

Tato De Las Cuevas, F. (1); Del Campo Muñoz, T. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

El objetivo es la puesta en marcha del módulo de múltiples metástasis craneales del sistema de planificación *Elements* (Brainlab) para dos aceleradores TrueBeam STX gemelos, empleando para ello los "modelos de haz de referencia" que proporciona Brainlab.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se miden perfiles, PDD y factores de campo (FC) con el maniquí Beamscan (PTW) para 4 tamaños de campo y para energías de 6 MV y 6 FFF en uno de los aceleradores. Para los FC se emplean los detectores MicroSilicon, Pin-Point y Diodo 60012 (PTW). Los FC se corrigen por el factor K_clin del TRS 483 (IAEA).

En *Elements* se comparan las penumbras y FC medidos frente los calculados. Se selecciona el tamaño de punto focal del modelo que mejor concordancia ofrece.

Se realiza un TC al maniquí Ruby (PTW) con el inserto "Multimetástasis". Se realizan 3 planes de múltiples metástasis con volúmenes de PTV diferentes (Tabla 1), y se irradian en 3 maniquíes:

- Octavius y el detector 1600 SRS (PTW): se obtiene la distribución de dosis 3D en todo el volumen del detector. Se comparan las pendientes de las penumbras de los perfiles en los PTVs y la dosis absoluta en el centro de los mismos.
- El detector ArcCHECK (Sun Nuclear): con detector PinPoint en isocentro.
- Maniquí Ruby (PTW): con detectores en el centro de cada volumen, se realiza un test end-to-end y la verificación de las dosis en los tres volúmenes.

RESULTADOS

El tamaño de punto focal escogido es de 0,7 y 0,8 mm en ambos TrueBeam para 6 MV y 6 FFF.

La diferencia encontrada entre las pendientes medidas frente las calculadas de los perfiles de la distribución 3D de dosis con el maniquí Octavius ha sido menor de 0,5 mm, y la discrepancia en dosis absoluta es < 2%.

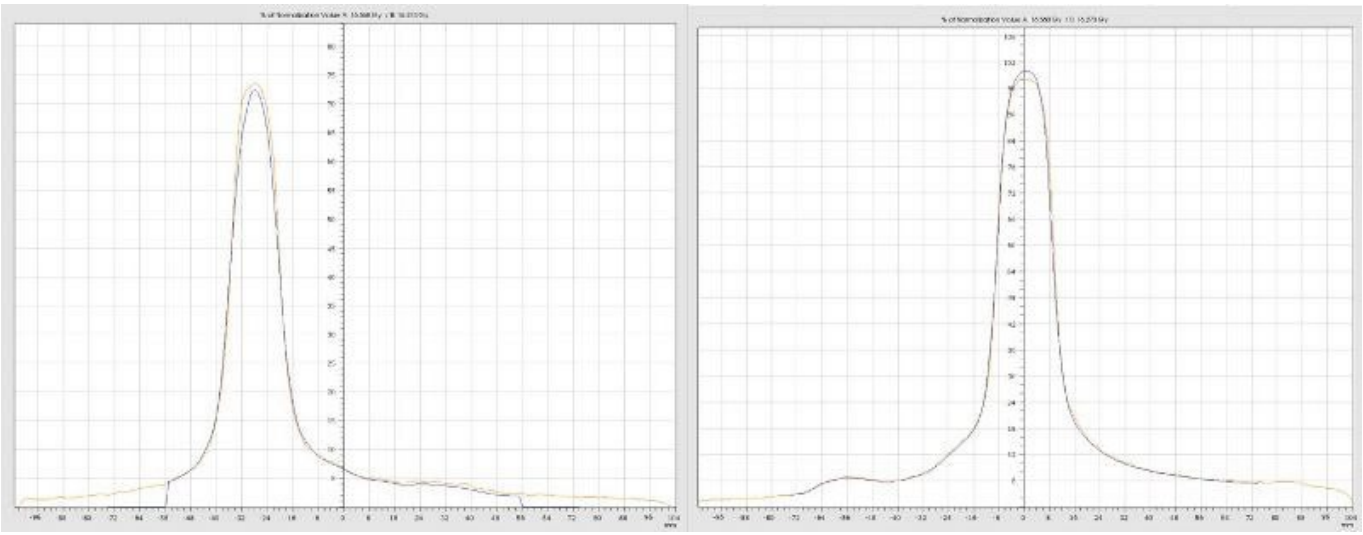


Figura 1: Perfiles horizontales de la distribución de dosis 3D medidos por Octavius vs calculado para 6 MV. PTV de 1,2 (izquierda) y 1,4 cc.

El análisis gamma empleando el ArcCHECK es > 90% para todos los planes, con un criterio de threshold: 20%, 3%, 3 mm.

Planes Multimetastasis	Maniqui Ruby		
Plan 1		Desv dosis (%)	
Volumen PTV (cc)	Detector/posicion	6 MV	6 FFF
3,6	Semiflex 3D central	-1,7	0,1
2,4	Semiflex 3D caudal	-1,3	-0,8
0,9	microsilicom craneal	3,0	3,3
Plan 2		Desv dosis (%)	
Volumen PTV (cc)	Detector/posicion	6 MV	6 FFF
6,7	Semiflex 3D central	-2,0	-1,0
4,7	Semiflex 3D caudal	-1,0	-1,4
2,2	microsilicom craneal	2,3	3,9
Plan 3		Desv dosis (%)	
Volumen	Detector/posicion	6 MV	6 FFF
1,42	Semiflex 3D central	-2,9	-3,0
1,19	Semiflex 3D caudal	-2,3	-3,8
0,23	microsilicom craneal	2,6	-0,1

Tabla 1: Planes multimetástasis de 3 volúmenes cada uno y resultados del test end-to-end con maniquí Ruby.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos con el maniquí Octavius indican que la localización espacial de las múltiples lesiones, la penumbra de los haces y la dosis en el centro de los PTV son correctas.

El análisis del índice gamma con el detector ArcCHECK se considera correcto debido al bajo número de puntos analizados.

En el test end-to-end con el maniquí Ruby, las discrepancias son < 2% para los volúmenes mayores con cámaras de ionización. Para campos pequeños, al no aplicarse la corrección K_clin y emplearse detectores de volumen mediano, las diferencias son mayores. En el caso del MicroSilicon, las discrepancias son generalmente más elevadas que para las cámaras, posiblemente debido a la falta de idoneidad del detector para dosimetría absoluta.

CONCLUSIONES

Los resultados indican que el modelo de referencia, con los tamaños de punto focal elegidos, proporciona un modelado correcto en Elements.

ANÁLISIS DEL MARGEN CTV-PTV EN RADIOCIRUGÍAS CON CONOS MEDIANTE WINSTON-LUTZ

González González, T. (1); Jiménez Puertas, S. (1); Castillo Peña, P. (1); Sánchez Casi, M. (1); González Rodríguez, A. (1)
(1) Hospital Universitario Miguel Servet

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radiocirugía estereotáctica (SRS) requieren un posicionamiento preciso del paciente durante todo el tratamiento. En la prueba de Winston-Lutz (WL) se verifican que giros y combinaciones de gantry, colimador y mesa están dentro de un límite teórico ideal preestablecido en 1mm. Se estudia el valor y la estabilidad de este límite durante la puesta en marcha de la SRS con conos *Aktina* en acelerador *VersaHD* de *Elekta*.

MATERIAL Y MÉTODOS

El maniquí ISOCube (*Standard Imaging*), con una bola de tungsteno de 6 mm de diámetro en su centro, se posiciona con el sistema de imagen volumétrica KV y mesa 6D *HexaPOD*, que asegura un posicionamiento submilimétrico. Las imágenes para el análisis WL se adquieren con el haz MV y son analizadas usando el software externo *Radiochromic*. El parámetro a evaluar es la distancia entre el isocentro de radiación y el centro de la bola del maniquí, siendo el centro de campo de irradiación el centro del círculo dado por el cono de 15mm. Se calculan los siguientes estadísticos descriptivos: media, máximo y percentiles 90 (p90) y 80 (p80), con el objetivo de establecer el margen CTV-PTV para las planificaciones de SRS. Previo al WL, se comprueba el centrado del cono con giros de colimador.

Desde febrero hasta noviembre de 2024, se analizan 24 test Winston-Lutz. En cada uno se adquieren14 imágenes de MV.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la TABLA 1 se resumen los resultados para las combinaciones de gantry, colimador y mesa. La distancia máxima medida al mantener la mesa inmóvil a 0° se obtiene con gantry 180°, siendo de 1,10 mm. El p90 de las medidas se encuentran por debajo del milímetro.

Por otro lado, si aislamos el giro isocéntrico de mesa, las medidas superan el milímetro con mayor frecuencia en las angulaciones más extremas. Las mayores distancias derivaron en intervenciones sobre la mesa de tratamiento que corrigieron estas desviaciones, reduciendo su valor y, por tanto, el margen de CTV-PTV a 1,20 mm. Además, se observa una asimetría estadísticamente significativa ($p<0,05$) para los distintos sentidos de giro isocéntrico de la mesa, siendo las distancias sistemáticamente mayores para giros de mesa negativos: 270°, 300° y 330° (ver FIGURA 1).

Tabla 1: Distancia entre isocentro de radiación y centro de la bola para todas las combinaciones de gantry, colimador y mesa.

Posición Gantry-Mesa	Media (mm)	Máximo (mm)	p90 (mm)	p80 (mm)
G000C000M000	0,53	0,99	0,91	0,80
G000C000M030	0,61	1,20	0,95	0,88
G000C000M060	0,66	1,20	1,01	0,98
G000C000M090	0,74	1,20	1,07	0,93
G000C000M270	0,97	1,20	1,10	1,07
G000C000M300	0,84	1,30	1,26	1,16
G000C000M330	0,89	1,30	1,10	1,02
G090C000M000	0,77	0,90	0,63	0,51
G180C000M000	0,78	1,10	1,03	0,97
G270C000M000	0,38	0,77	0,56	0,49
G000C180M000	0,55	0,92	0,87	0,81
G090C180M000	0,27	0,58	0,54	0,38
G180C180M000	0,44	0,74	0,69	0,65
G270C180M000	0,30	0,70	0,55	0,521

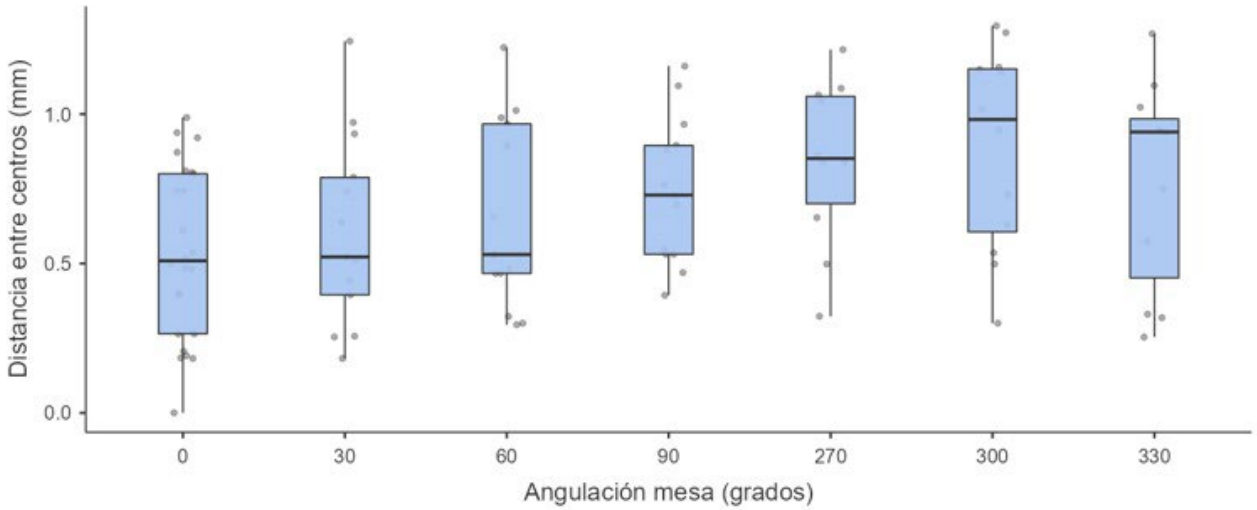


Figura 1: Distancia entre isocentro de radiación y centro de la bola para gantry inmóvil a 0º y diferentes ángulos de giro isocéntrico de mesa.

CONCLUSIONES

Mediante el análisis WL y siguiendo una metodología idéntica al posicionamiento real del paciente, se establece un margen CTV-PTV de 1,20 mm. Previo a la radiocirugía y en el mismo día, el test WL y la verificación de centrado del cono controlan que la variabilidad diaria de los sistemas que intervienen en el posicionamiento se mantiene dentro de este margen.

Finalmente, la asimetría en el sentido de giro de la mesa de tratamiento podría tenerse en cuenta en la planificación.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA APLICACIONES CLÍNICAS, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

SIMULACIÓN E IGRT EN TRATAMIENTOS DE SBRT ADRENALES

Obesso De Diego, A. (1); Castro Tejero, P. (1); Simón De Blas, R. (1); Roch González, M. (1); Paradela Diaz, G. (1); Gallego Molina, C. (1); Botella Faus, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1)
(1) Hospital Universitario de la Princesa

INTRODUCCIÓN

El posicionamiento con CBCT de las SBRT adrenales puede presentar más dificultades que otras patologías debido a su pequeño tamaño, a que se encuentran en una zona con densidad homogénea y a que en muchos casos se desplazan más de 1 cm lo que hace necesario tratar con gating, DIBH o delimitando ITV. El objetivo de este trabajo es proponer un protocolo para la simulación y posicionamiento, averiguando que protocolo de adquisición de CBCT es el más óptimo para posicionar este tipo de tratamientos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las imágenes de simulación se realizan con el TC 4D Toshiba Aquilion LB registrando el ciclo respiratorio con el sistema RPM (Real-time Position Management) de Varian. Sobre estas imágenes el oncólogo radioterápico contornea el ITV.

Los tratamientos se administran con un acelerador TrueBeam con licencia para realizar CBCT 4D.

Para el análisis de la calidad de imagen CBCT se adquieren imágenes del maniquí Catphan 604 con protocolos 4D y con el de Pelvis 3D con diferentes tiempos de adquisición, velocidad de gantry y frames por segundo (fps). Además se crea un nuevo protocolo de “Pelvis 4D” utilizando el voltaje y la intensidad del Pelvis 3D.

El análisis de bajo contraste se realiza con una macro de ImageJ que evalúa la sensibilidad a bajo contraste a partir del parámetro CNR 1%:

$$CNR1\% = /frac/barROI_{Inserto1\%} - /barROI_{fondo}/sqrt/sigma^2_{ROI_inserto1\%} - /sigma^2_{ROI_fondo}$$

Siendo $/barROI_{inserto1\%}$ y $/barROI_{fondo}$ los valores medio de pixel del inserto 1% del módulo de bajo contraste del Catphan 604 y el del fondo respectivamente, y $/sigma_{ROI_inserto1\%}$ y $/sigma_{ROI_fondo}$ sus desviaciones estándar.

Por último, se estiman los desplazamientos de la lesión de cinco pacientes tratados anteriormente para valorar si es útil o no el uso de CBCT 4D.

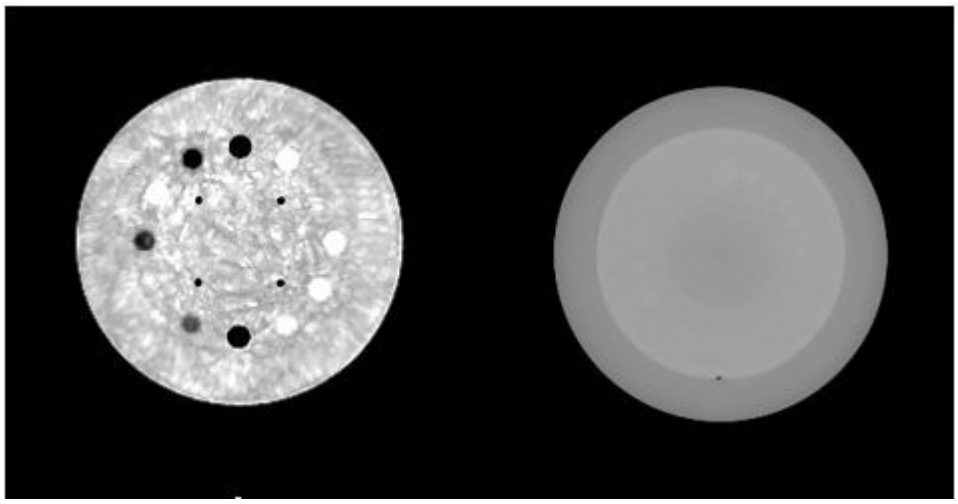
RESULTADOS

De los protocolos 4D, es “Pelvis 4D” el que ofrece mejor sensibilidad a bajo contraste (Tabla 1), sin embargo, se observa una mayor presencia de ruido en zonas con heterogeneidades. El protocolo Pelvis 3D es el que mejores resultados ofrece para el bajo contraste (Figura 1).

Tabla1.

Protocol	Frames por segundo	%s	CTDI (cGy)	t(s)	CNR 1%
Spotlight 4D	11	1	2.886	200	1.46
Thorax 4D	15	1.5	4.262	240	1.46
Pelvis 4D	15	2.5	1.790	144	2.07
Pelvis 3D	15	6	1.598	60	3.77

FIGURA 1.



En ninguno de los cinco casos el GTV se desplazaba más de 8 mm.

DISCUSIÓN

Se opta por la realización de CT 4D para poder contornear ITV. Sin embargo, se descarta la opción de CBCT 4D ya que para conseguir una calidad de imagen aceptable requiere más del doble de tiempo de adquisición, más dosis y peor contraste. Además las reconstrucciones Average y MIP no permiten visualizar con suficiente contraste las lesiones.

CONCLUSIONES

Se propone realizar la simulación con CT 4D y posicionar en el acelerador con el protocolo CBCT 3D de Pelvis 3D pretratamiento realizando otro CBCT-3D intrafracción.

PUESTA EN MARCHA DE UN ACELERADOR CON RESONANCIA PARA REALIZAR TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN TIEMPO REAL

Gómez Barrado, A. (1); Sánchez Jiménez, A. (1)
(1) GenesisCare La Milagrosa

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se estudiarán las pruebas de aceptación y la puesta en marcha de un acelerador con resonancia (MR linac) de la marca ViewRay Systems, modelo MRIdian.

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema MRIdian es un acelerador lineal monoenergético (6MV), que imparte tratamientos de radioterapia adaptativa en tiempo real mediante técnica IMRT Step & Shoot. Está integrado con una resonancia magnética cuya intensidad de campo es de 0.35T, que proporciona las imágenes del paciente y seguimiento del volumen blanco. Además, si éste se desplaza fuera de los límites previamente establecidos (0.2 cm), se interrumpe la irradiación automáticamente hasta que el volumen se encuentre de nuevo dentro de los límites (gating).

Se han realizado las pruebas de aceptación propuestas por el fabricante, tanto del sistema de irradiación como el de imagen. Se ha evaluado dosimetría absoluta, repetibilidad, linealidad de la dosis absorbida con las UM, homogeneidad y simetría. Se han estudiado perfiles de dosis y rendimientos en profundidad con tanque de agua Beamscan MR (PTW Freiburg). La geometría del sistema, coincidencia de isocentro de radiación e imagen, y colimador multilámina también han sido estudiadas. En cuanto a la imagen, se han analizado la homogeneidad del campo magnético, relación señal-ruido, contraste de la imagen, integridad espacial y distorsión de la imagen, empleando maniquíes proporcionados por el fabricante. La exactitud de la interrupción de radiación se ha evaluado con el maniquí Zeus (Sun Nuclear).

RESULTADOS

En cuanto al sistema de irradiación, los resultados de las pruebas de aceptación han sido satisfactorios, estando dentro de las tolerancias del fabricante o las recomendadas por guías internacionales. La comparación de las distribuciones de dosis absorbida en agua con las obtenidas del sistema planificador ha estado dentro de 1%, y las verificaciones geométricas del colimador multilámina han demostrado la exactitud y reproducibilidad del posicionamiento de las láminas. Las pruebas de imagen también se han encontrado dentro de las especificaciones esperadas.

DISCUSIÓN

En las unidades híbridas de tratamiento, la irradiación se fundamenta en el seguimiento del volumen blanco mediante imagen de resonancia. Por ello, es imperativo realizar un control de calidad que incluya la adecuada atención a la calidad de imagen del sistema. El hecho de realizar radioterapia adaptativa en tiempo real incrementa el tiempo y recursos dedicados a garantizar la calidad del tratamiento. Es más, hay que considerar que implica una serie de requisitos materiales y recursos humanos que el Programa de Garantía de Calidad debe reflejar. Las pruebas realizadas en esta puesta en marcha han requerido material específico para su realización, empleando tanto maniquíes específicos del fabricante y los adquiridos específicamente.

CONCLUSIÓN

Los resultados de las verificaciones dosimétricas y de imagen del sistema han estado dentro de tolerancias del fabricante y de las recomendaciones internacionales, teniendo el control de calidad de imagen gran peso en la puesta en marcha de nuestra unidad MRlinac.

VERIFICACIÓN DE POSICIONAMIENTO DE ISOCENTROS EN GAMMA KNIFE CON MANIQUÍ RANDO

Castelló Muñoz, A. (1); Sánchez Relucio, J. C. (1); Pascual Pérez, R. (1); Andrés Bautista, D. (1); Mosquera Cereijo, I. (1); Díez Domingo, S. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia

INTRODUCCIÓN

La unidad de Gamma Knife® (*Elekta*) es una máquina de radioterapia formada por 192 fuentes de Co-60 distribuidas en una semiesfera truncada con un único centro de radiación, lo que la hace idónea para tratamientos estereotáxicos craneales, pudiendo entregar dosis muy elevadas con una gran precisión.

Su software propio de cálculo es el GammaPlan® (*Elekta*). Con él se posicionan los diferentes isocentros o posiciones de disparos que se alcanzan con movimientos traslacionales de la mesa de tratamiento.

El objetivo de este trabajo es verificar los centros de los disparosde un plan de tratamiento siguiendo el flujo normal de trabajo de un paciente y comprobar que las desviaciones están dentro de las tolerancias establecidas por la prueba End-to- end test del TG 178. Para ello se calculará la desviación del centro mecánico (UCP) y el centro de radiación (RFP) de la unidad de Gamma Knife.

MATERIAL Y MÉTODO

Primero se ha realizado una imagen TC a un maniquí antropomórfico RANDO (*Radiology Support Devices*) con tres marcadores radioopacos en su interior. Posteriormente, se ha planificado un tratamiento en GammaPlan formado por un disparo en cada centro de los marcadores radioopacos, cada uno con un colimador diferente (4, 8 y 16 mm). Se han retirado los marcadores rotulando con un bolígrafo permanente sobre el maniquí RANDO la posición que ocupaban. Sobre estos puntos se han fijado películas radiocrómicas *Gafchromic EBT3*, volviendo a señalizar este centro en las mismas con la máxima precisión posible. Finalmente, se ha introducido el maniquí en la Gamma Knife y se ha disparado el plan sobre el montaje.

Las películas irradiadas se han escaneado a 400 *dpi* con un escáner Epson Expression 10000XL y con el software *ImageJ* se han trazado perfiles en ambos ejes, determinando la posición del centro rotulado (valor de UCP). De las dos caídas de dosis de cada gráfica se obtienen P1 y P2, definidos como los valores del 50% del ennegrecimiento y luego se ha calculado

$$RFP = /frac(P1 + P2)2$$

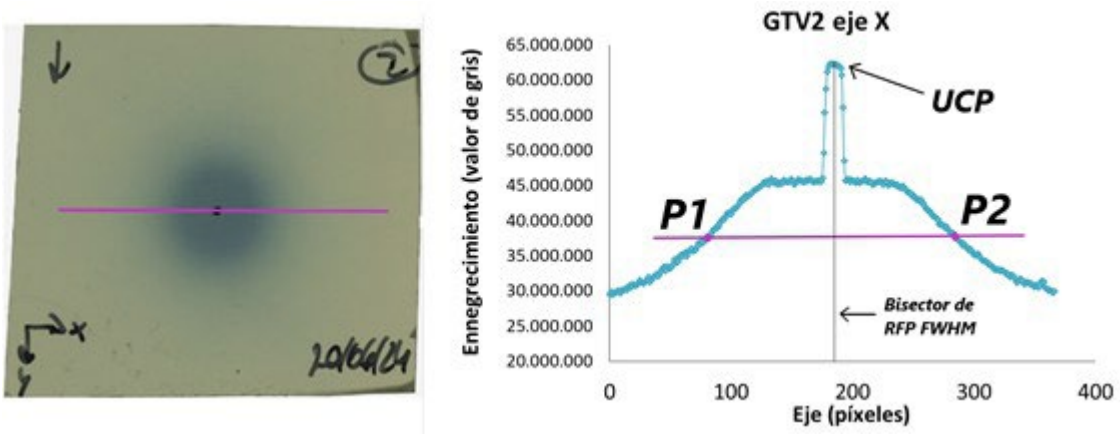


Figura: Ejemplo del método del TG 178 para obtener UCP y RFP a partir de una película radiocrómica irradiada.

- La desviación del centro de radiación y el centro mecánico viene calculada en cada eje como: $/Delta = /frac25.4/fracmmpulgada400/fracpixelespulgada/times(UCP-RFP)$, y la desviación total combinada: $RMS = (/sqrt/Deltax^2 + /Deltay^2)$

RESULTADOS

	Δx (mm)	Δy (mm)	RMS (Tol<1,5mm)
GTV1 - (16 mm)	0,38	-0,10	0,4
GTV2 - (8 mm)	0,19	0,03	0,19
GTV3 - (4mm)	0,22	-0,25	0,3

Tabla: Resultados de las desviaciones obtenidas entre UCP y RFP para cada GTV y cada colimador empleado.

DISCUSIÓN

Se observa que la coincidencia de los centros mecánicos y de radiación para cada eje y cada colimador está dentro de tolerancia. Nótese que esta prueba solo puede realizarse para los ejes x e y (correspondientes a los planos de cada rodaja del maniquí) no siendo aplicable al eje z (altura del maniquí) debido a la imposibilidad de colocar películas radiocrómicas orientadas en esta dirección en este maniquí.

CONCLUSIÓN

Las desviaciones obtenidas están por debajo del milímetro, lo cual resulta muy satisfactorio, especialmente considerando que esta prueba se ha llevado a cabo utilizando un método adaptado de forma artesanal ante la ausencia de un procedimiento estandarizado o un maniquí específico.

ANÁLISIS DE DISTRIBUCIÓN DOSIMÉTRICA DE GAMMA KNIFE CON MANIQUÍ RANDO

Castelló Muñoz, A. (1); Sánchez Relucio, J. C. (1); Andrés Bautista, D. (1); Pascual Pérez, R. (1); Mosquera Cereijo, I. (1); Díez Domingo, S. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia

INTRODUCCIÓN

La unidad de Gamma Knife®(*Elekta*) es una máquina de radioterapia especializada en tratamientos estereotáxicos craneales. Está formada por 192 fuentes de Co-60 enfocadas a un único punto o centro de radiación.

Los planes de tratamiento se llevan a cabo con el software propio de *Elekta* llamado GammaPlan®. Este software incorpora un módulo de optimización llamado Lightning (*Elekta*) que selecciona de manera automática el número de disparos, las posiciones, el tipo de colimador y los tiempos de tratamiento para cumplir con los criterios de optimización.

Para comprobar la distribución de dosis de un plan de tratamiento no tenemos constancia de que exista y por tanto no disponemos de ningún maniquí comercial que permita hacer un control de calidad específico a paciente.

El objetivo de este trabajo es comprobar la distribución de dosis mediante análisis gamma de un plan de tratamiento sobre un maniquí.

MATERIAL Y MÉTODO

Se han obtenido imágenes TC de un maniquí antropomórfico RANDO (*Radiology Support Devices*) con dos marcadores radioopacos en su interior. Se han importado a GammaPlan y sobre las posiciones visibles de los marcadores radioopacos se han dibujado dos volúmenes de tratamiento ficticios llamados Volumen 1 y Volumen 2, que difieren entre sí en forma y tamaño. Ambos se han preescrito a 2 Gy al 50% y se han optimizado con Lightning.

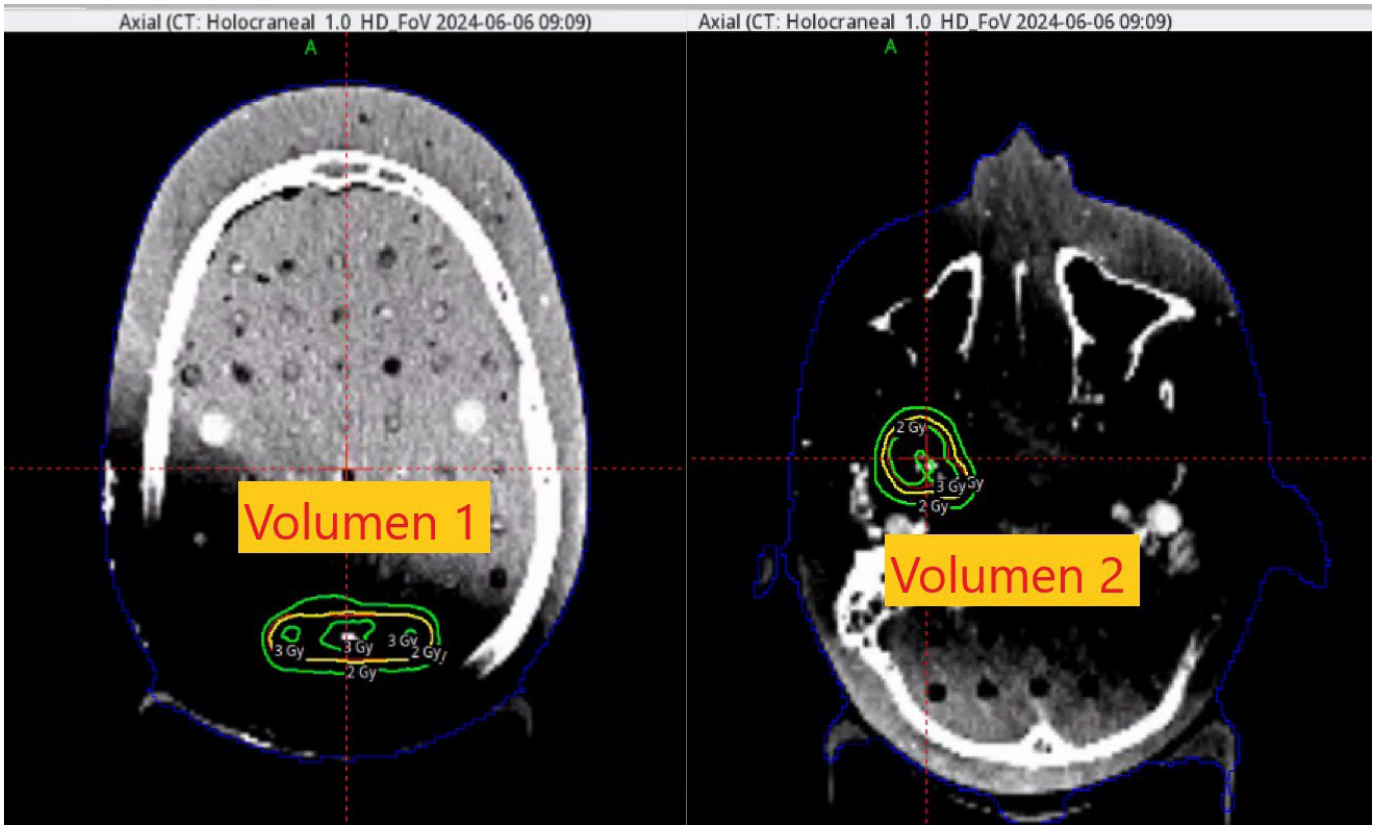


FIGURA 1. *Distribución de dosis en GammaPlan.*

Se han extraído los marcadores radioopacos del maniquí RANDO y se han colocado películas radiocrómicas (*Gafchromic EBT3*) en su lugar, además de una tercera con la que se extraerá el valor del fondo. Estas películas irradiadas se han digitalizado en un escáner calibrado en dosis (Epson Expression 10000XL) aplicando el protocolo de lectura en dosis y se han comparado con los planos de dosis planificadas usando un software de análisis en dosis de películas radiocrómicas (FilmQA Pro, *Fimecorp International S.L*).

El plan calculado en GammaPlan se ha exportado al planificador Eclipse (*Varian Medical Systems*) para extraer los planos de dosis.

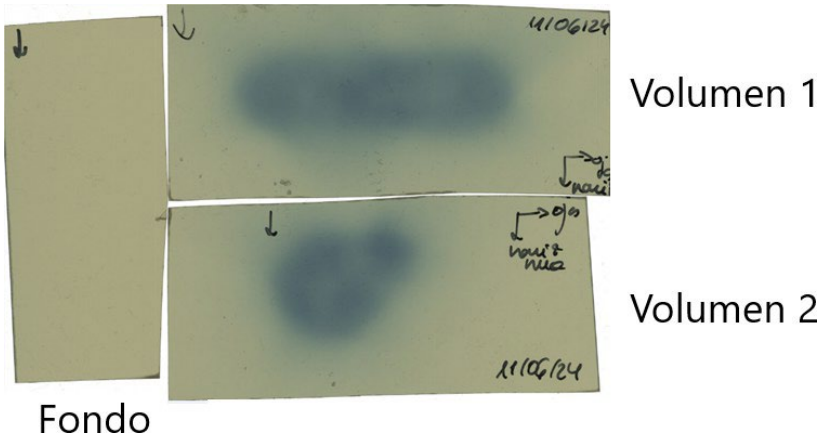


FIGURA 2. *Películas irradiadas.*

RESULTADOS

De la comparación de las dosis calculadas con GammaPlan y las medidas experimentalmente con las películas radiocrómicas se obtiene que el porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma 2%/ 2mm es del 98,7% para el Volumen 1 y del 92,2% para el Volumen 2.

DISCUSIÓN

Para ambos volúmenes se obtiene un análisis gamma 2%/ 2mm mayor al 90% cumpliendo el criterio aceptado para tratamientos de radiocirugía.

Las diferencias observadas entre ambos volúmenes se atribuyen a la dificultad de seleccionar con precisión el plano de dosis de la película radiocrómica en el maniquí RANDO, un proceso que resultó más complejo para el Volumen 2 al no ser posible seleccionar exactamente el plano ocupado por la película radiocrómica.

CONCLUSIÓN

Los planes de tratamiento calculados para Gamma Knife cumplen el estándar mínimo de calidad establecido para tratamientos de radiocirugía. Los resultados se consideran satisfactorios, especialmenteconsiderando que esta prueba ha sido elaborada de manera artesanal en casi la totalidad de sus pasos.

CLASIFICACIÓN DE PACIENTES PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE CBCT DE PELVIS EN IGRT

Domínguez Perea, A. (1); Sania Alcover, A. M. (2); Barceló Pagès, M. (1); Jornet Sala, N. (1); Carrasco De Fez, P. (1)
(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau; (2) Clinic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la mayoría de protocolos de IGRT se basan en la adquisición diaria de CBCT, por lo que es necesario optimizarlos para obtener imágenes de calidad suficiente manteniendo una dosis a paciente lo más baja posible. El método más extendido para la optimización en protocolos de pelvis es la clasificación de pacientes según su diámetro promedio físico (DP), ya que ajusta la exposición según la talla del paciente. El objetivo del estudio es comprobar la aplicabilidad de los límites para la clasificación de pacientes definidos en la bibliografía sobre nuestra población.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han estudiado 120 pacientes (61 hombres y 59 mujeres) de dos hospitales. Todos los CBCTs se han realizado en un acelerador lineal TrueBeam (Varian) en la localización de pelvis, utilizando el protocolo del fabricante: 125 kV y 270 mAs. Se ha medido el DP de cada paciente en el corte del CBCT correspondiente al isocentro del plan de tratamiento a partir del promedio de la máxima distancia anteroposterior e izquierda-derecha. Como los límites de DP definidos en la literatura se derivan de medidas de ruido sobre la imagen, se ha estimado el ruido mediante el promedio de la desviación estándar de las HU medidas en tres ROIs (tamaño 20x20 cm2) en diferentes cortes de la vejiga para estudiar la correlación entre el ruido y el diámetro del paciente.

RESULTADOS

La figura 1 muestra el ruido en la vejiga en función del DP del paciente. La figura 2 presenta la clasificación de los pacientes según los umbrales de la literatura [1], donde casi el 85% quedan clasificados en la categoría Pelvis M.

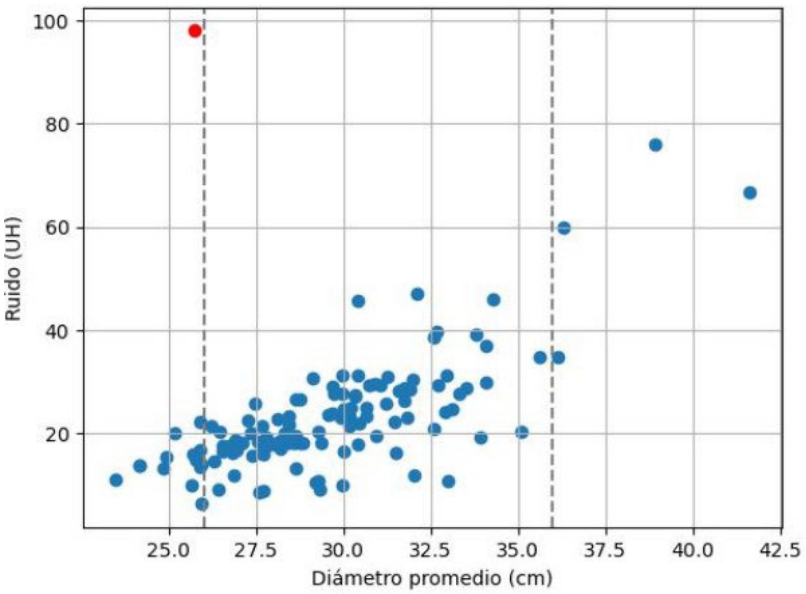


Figura 1. Valor del ruido medido en la vejiga (en unidades Hounsfield) en función del diámetro promedio. El punto rojo corresponde a un paciente con prótesis. Se muestran los intervalos de clasificación propuestos en la literatura.

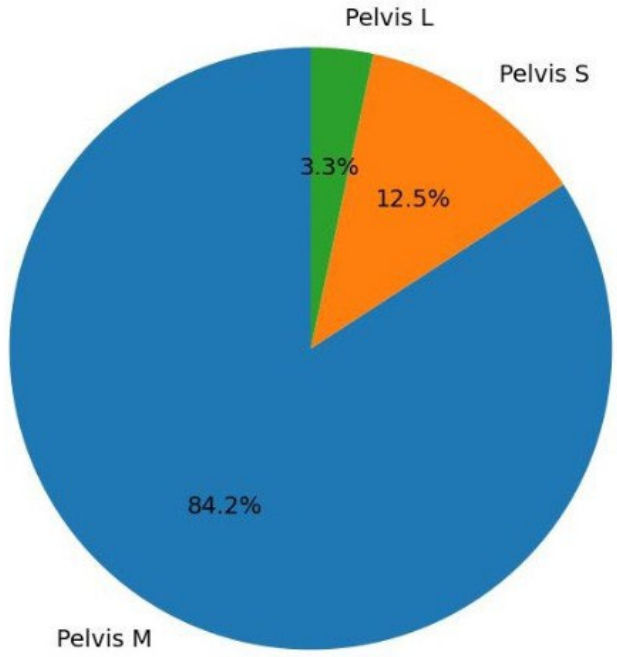


Figura 2. Clasificación de los pacientes según su diámetro promedio: DP ≤ 26 cm (Pelvis S), 26 cm < DP < 36 cm (Pelvis M), DP ≥ 36 cm (Pelvis L).

DISCUSIÓN

La figura 1 revela una gran variabilidad en el ruido entre pacientes con diámetros similares, y un amplio rango de diámetros diferentes con valores de ruido similares, lo que dificulta la definición de límites de DP basados únicamente en el ruido. La figura 2 evidencia una gran heterogeneidad en los tamaños de cada grupo al aplicar estos límites, lo que indica que los límites para la clasificación por DP de la literatura no son adecuados para nuestra población.

Los resultados sugieren que el DP puede no ser adecuado en todas las situaciones, especialmente en pacientes con prótesis donde los artefactos aumentan el ruido y el DP no refleja correctamente este aumento, resultando en una clasificación errónea. El uso del diámetro equivalente en agua podría proporcionar un valor mayor y una clasificación más precisa.

CONCLUSIONES

La clasificación por DP usando los intervalos propuestos en la bibliografía no logra mantener un nivel de ruido homogéneo para el grupo de estudio, evidenciando la necesidad de adaptar los métodos de clasificación para la optimización de protocolos de CBCT de pelvis a la población local, lo que permitiría una mayor reducción de dosis. Futuros estudios deberán explorar otras métricas o métodos de clasificación para determinar el más apropiado en la práctica clínica.

REFERENCIAS

Khan M, et al. Implementation of a comprehensive set of optimised CBCT protocols and validation through imaging quality and dose audit

¿CÓMO HACER UN GRÁFICO DE CONTROL CON TENDENCIAS O VARIABLES DE INFLUENCIA? APLICACIÓN EN ÍNDICES DE COMPLEJIDAD

Gañán Mora, A. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Bermúdez Luna, R. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); Martorell Ruiz, M. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

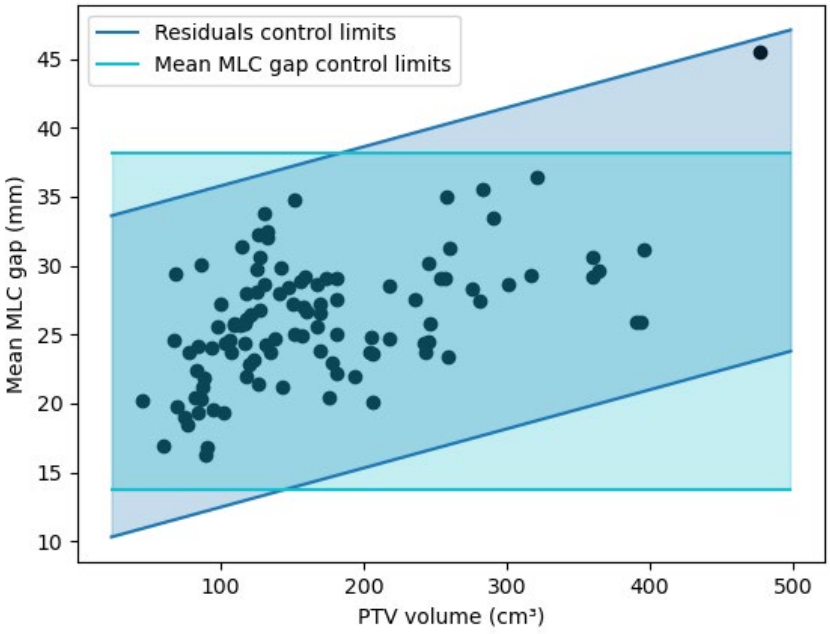
Los gráficos de control son un método de control estadístico de procesos. Los gráficos de control tipo Shewhart permiten detectar medidas individuales fuera de control para una variable asumiendo normalidad. Estos gráficos de control son muy simples, pero tienen numerosas limitaciones, como no tener en cuenta los efectos de variables de influencia. Los gráficos de control de residuos sí tienen en cuenta estos efectos al no controlar la variable original sino los residuos de un modelo que tenga en cuenta dichos efectos. En este trabajo implementamos un gráfico de control Shewhart de residuos del índice de complejidad abertura promedio de láminas considerando su correlación con el volumen del PTV y lo comparamos con un gráfico de control Shewhart de la abertura.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han calculado retrospectivamente el volumen de PTV y la abertura promedio de láminas de 108 tratamientos de próstata planificados por ocho físicos diferentes en las versiones 15.6 y 16.1 de Eclipse. Se han calculado dos gráficos de control Shewhart, uno para la abertura promedio de láminas y otro para los residuos de un modelo lineal de la abertura frente al volumen del PTV. Para evaluar la normalidad se ha usado la prueba Lilliefors-Kolmogorov-Smirnov para ambos gráficos y un gráfico Q-Q para el ajuste lineal. Los puntos fuera de control se han ido eliminando iterativamente siguiendo el algoritmo “Identificar-Eliminar-Recalcular” hasta que todos los puntos estaban en control con k=3.

RESULTADOS

El mínimo, percentil 25, mediana, percentil 75 y máximo volumen de PTV en cm^3 son 45.5, 110, 143, 212 y 477, respectivamente, mientras que para la abertura en mm son 16.3, 23.7, 25.8, 29.1 y 45.5. Para construir el gráfico de la abertura (cf., de los residuos) se necesitaron tres (dos) iteraciones y la prueba de Lilliefors no permite rechazar la hipótesis de normalidad, p=0.83 (p=0.72). El ajuste lineal tiene un R^2 pequeño de 0.3 pero estadísticamente significativo (p=3e-9). La correlación de Pearson en el dataset final entre volumen y abertura es de 0.53. Los límites de control para ambos gráficos para k=3 se muestran en la Figura.



DISCUSIÓN

La abertura promedio de láminas es mayor cuanto mayor sea el volumen del PTV. No tener en cuenta este efecto produciría falsos negativos en volúmenes muy pequeños o falsos positivos en volúmenes muy grandes. Modelos más complejos y con más parámetros pueden conseguir mejores R^2 a costa de una peor interpretabilidad.

CONCLUSIONES

Los gráficos de control de residuos permiten mejorar la sensibilidad y especificidad de los gráficos de control teniendo en cuenta variables de influencia, como la anatomía del paciente.

ANÁLISIS DEL SEGUIMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS PROPORCIONADOS POR EL SOFTWARE VMAT CAT

Tapia Pavón, A. (1); Fernández Sánchez, T. (1)
(1) Hospital Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

Los controles de calidad de los aceleradores verifican la precisión y estabilidad de los delimitadores de los campos de tratamiento. Este estudio analiza una herramienta de medición para evaluar multiláminas y mordazas, con dos objetivos: observar si hay un comportamiento aleatorio en los resultados de las medidas que permita establecer gráficos de control para cada uno de los parámetros proporcionados por la citada herramienta y comparar las tolerancias propuestas por el fabricante con las desviaciones observadas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las mediciones se realizaron mensualmente, durante un año, en un acelerador VERSA HD (ELEKTA) con energía de 6 MV. Para verificar el posicionamiento de las mordazas y multiláminas, se utilizó el sistema de imagen portal iViewGT (ELEKTA) y el software VMAT CAT (ELEKTA) para su análisis. El software ejecuta una prueba para los diafragmas (Dabut) y tres para las multiláminas: un patrón de líneas con gantry a 0° (PF G0), el mismo con gantry a 90° (PF G90) y otro con tasa de dosis y velocidad variables con ángulo de gantry a 0° (PF G0 VDR).

Solo ciertos parámetros son adecuados para el control estadístico mediante gráficos de control: los promedios (Avg) de dosis relativa y los ángulos de las rectas ajustadas en cinco zonas de medición (CtAngAbut1-5) de posición relativa. Se generan gráficos de control para cada variable usando las tolerancias del fabricante como límites y se calculan sus valores promedio (M), rango (R) y desviación estándar (s).

RESULTADOS

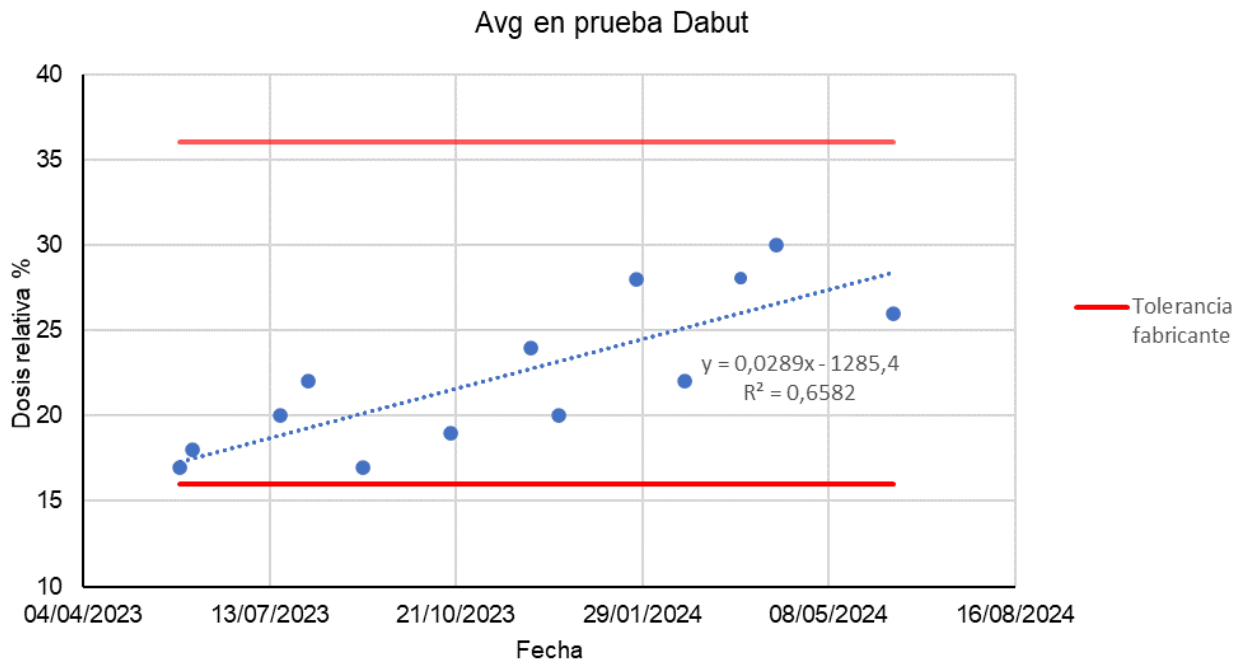
En la figura 1 se muestra un ejemplo de gráfica de seguimiento que se ha hecho para la variable Avg en la pueba Dabut. Similares gráficas se realizan para todas las variables en estudio.

En la tabla 1 se explicitan los resultados encontrados, para cada una de las imágenes, de las variables de dosis relativa y de posición relativa. En este último caso, sólo se incluye en la tabla los resultados calculados para la tercera zona de unión (central), teniéndose resultados idénticos, en las tres imágenes de posicionamiento de multiláminas, en las otras cuatro zonas de unión. Para cada variable se indica también el valor de referencia (VR) y la tolerancia (T) propuesta por el fabricante.

DISCUSIÓN

En las pruebas de multiláminas, se observa que los valores de los parámetros se distribuyen de forma aleatoria entorno a un valor promedio y las tolerancias del fabricante quedan lejos de las medidas obtenidas.

En la prueba de diafragmas, los valores no se distribuyen de forma aleatoria (figura 1). Se observa una tendencia lineal creciente. La tolerancia del fabricante se ajusta correctamente a los datos.



		Dabut	PF G0	PF G0 VDR	PF G90
Avg	M (%)	22,4	18,8	19,2	18,4
	R (%)	13,0	2,0	2,0	1,0
	s (%)	4,4	0,6	0,6	0,5
	VR (%)	26,0	20,0	20,0	20,0
	T (%)	±10	±5	±5	±5
AngAbut3	M (º)	-	0,02	0,01	0,02
	R (º)	-	0,03	0,04	0,05
	s (º)	-	0,01	0,10	0,02
	VR (º)	-	0,00	0,00	0,00
	T (º)	-	0,20	0,20	0,20

Tabla 1

CONCLUSIONES

En las pruebas de multiláminas se pueden establecer gráficos de control, con límites superior e inferior de control más ajustados a los datos que las tolerancias propuestas por el fabricante.

En la prueba de diafragmas, no se pueden establecer gráficos de control y las tolerancias que propone el fabricante se ajustan correctamente a los datos que se pueden obtener.

ANÁLISIS DE LOS PRIMEROS TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON EL SISTEMA DE IMAGEN GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT) EN RADIOTERAPIA

Garcia Costa, B. (1); Ochoa Caparrós, J. (1); Parreño Sánchez, J. C. (1); Juan Senabre, X. J. (1); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

En abril de 2024, se implementó un sistema de Imagen Guiada por Superficie (SGRT) en el Consorci Hospitalari Provincial de Castelló (CHPC). Este sistema ha sido utilizado para el posicionamiento y monitorización de pacientes tratadas de cáncer de mama. Se ha realizado un análisis de los datos generados por el sistema durante su uso, con la finalidad de la mejora continua del trabajo realizado en equipo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado los datos obtenidos de las 25 primeras pacientes con diagnóstico de cáncer de mama, posicionadas utilizando el sistema de Imagen (SGRT) Catalyst, comercializado por C-RAD. Las pacientes fueron tratadas en un acelerador lineal de electrones modelo VersaHD (Elekta Ltd, Suecia).

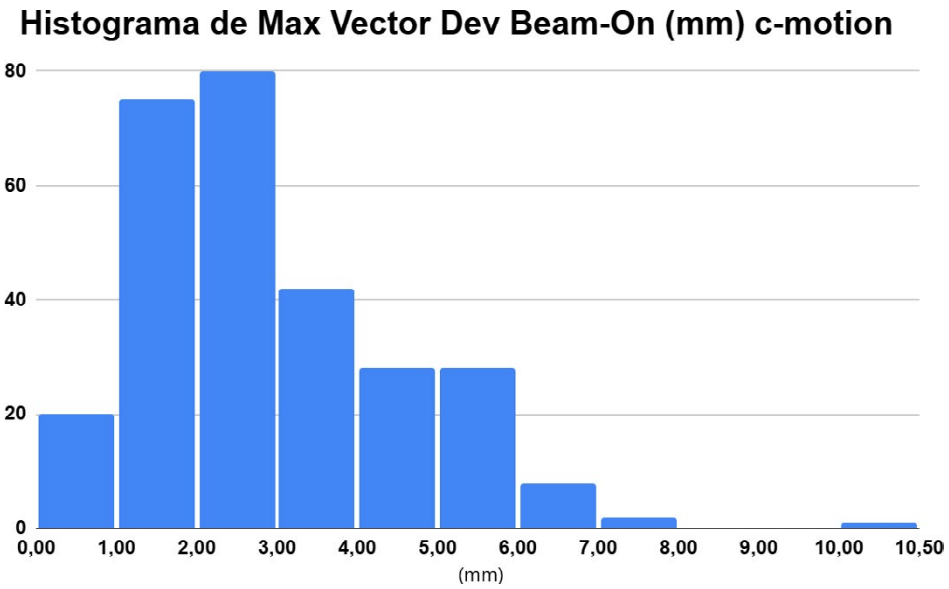
Los datos se han agrupado sin distinción de lateralidad, zona tratada (mama, supraclavicular, axila) o técnica de tratamiento (3DCRT,IMRT,VMAT). El estudio se centra en el posicionamiento (c-position) y la monitorización (c-motion) durante los tratamientos. En total, se han analizado más de 6200 valores numéricos de interés, a los que se les ha realizado un estudio estadístico descriptivo.

RESULTADOS

Inicialmente se posicionó a las pacientes con el método convencional, centrando con los láseres y tomando los tatuajes como referencia, acompañado de la revisión de las fotos del posicionamiento tomadas el día de la TC de simulación, después se desplazó al isocentro. Posteriormente, se implementó la ayuda visual del sistema SGRT para facilitar el posicionamiento y corrección. Se compararon los desplazamientos iniciales sugeridos por el sistema Catalyst (c-position) con los desplazamientos residuales tras realizar la primera corrección. Los resultados mostraron una reducción en las magnitudes de desplazamiento, acercándose al valor cero, como era previsible (ver Tabla1).

C-POSITION								
	MEDIA (mm)		1 SD		MÍN (mm)		MÁX (mm)	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
Lat	1.71	**-0.12**	5.16	2.30	-16.0	-6.8	19.3	6.6
Long	-0.49	**-0.75**	5.39	2.68	-20.0	-8.0	18.9	8.1
Vert	-0.57	**0.25**	6.56	2.44	-22.7	-6.6	12.1	6.9
Rot	-0.27	**0.14**	1.69	1.47	-5.0	-3.7	7.2	5.9
Roll	-0.32	**-0.34**	1.86	1.68	-6.0	-5.1	4.5	4.7
Pitch	-0.28	**-0.29**	1.73	1.50	-6.2	-6.0	5.2	3.8

Se analizaron los datos durante la administración del tratamiento (c-motion) que se muestran en la figura 1. Se observa que la mayoría de las máximas desviaciones están por debajo de los 5mm, que es el umbral establecido como aceptable. Solo el 8% de los datos excedieron este límite. (Sólo el 8% de los datos queda fuera de dicho umbral).



CONCLUSIONES

El uso de c-position ha permitido evitar la repetición de imágenes de posicionamiento (2D-MV y 3D-CBCT), lo que contribuye a una menor dosis de radiación al paciente. Asimismo, la monitorización con c-motion ha mejorado la calidad del tratamiento al permitir un seguimiento más preciso de la posición de la superficie del paciente, incrementando la seguridad durante la administración del tratamiento.

Aunque el presente estudio está basado en un número reducido de pacientes, proporciona una visión preliminar de los efectos de la implementación del sistema de SGRT en el proceso de tratamiento. A medida que se acumule más experiencia, se espera mejorar tanto los resultados de posicionamiento como la eficiencia en la reducción del tiempo de tratamiento.

Como líneas de investigación futuras, se tiene la intención de ampliar la recogida de datos y se ha comenzado a utilizar el módulo de retención de la respiración en inspiración profunda (DIBH). Además, se busca implementar el sistema SGRT en otras localizaciones, ya que podría ser de gran utilidad en áreas móviles, como las extremidades.

ASIGNACIÓN DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS Y CONTORNEO DE ESTRUCTURAS EN IMAGEN DE TC SINTÉTICA

Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Navarro Domenech, I. (1); Moreno Fuentes, B. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Sáez Beltrán, M. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz (Madrid)

INTRODUCCIÓN

La mejor visualización del volumen tumoral en imagen por resonancia magnética (RM), dado que ofrece mayor contraste de tejido blando, así como de los órganos circundantes, fomenta cada vez más que se consiga trabajar en la planificación del tratamiento sobre la imagen de RM. En este sentido, se ha desarrollado la tomografía computarizada sintética (sTC) generada a partir de una imagen por RM, de manera que se obtengan los beneficios de la imagen de RM al mismo tiempo que se adquieren valores de densidad electrónica (DE) necesarios para el cálculo de la dosis. En este trabajo se evalúa la generación de la sTC en cuanto a volúmenes y DE mediante la comparación con la imagen de CT convencional.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para la adquisición del sCT, se utilizó el software comercial MRCAT para pelvis de Philips. MRCAT genera el sTC a partir de RM con la secuencia 3-D dual echo DIXON FFE que genera 3 imágenes: solo agua, solo grasa y una en fase. Un algoritmo clasifica la imagen en tejido blando o hueso, y posteriormente en adiposo, agua, hueso cortical y hueso esponjoso. Tras la clasificación, se asigna una DE a cada voxel. El procedimiento se ha analizado para 5 pacientes de próstata, registrando valores de DE medias

para las cabezas femorales, recto, vejiga, hueso pélvico, vesículas seminales y bulbo peneano así como las diferencias de volumen entre los generados por IA con MRCAT y los contorneados en una imagen de TC convencional.

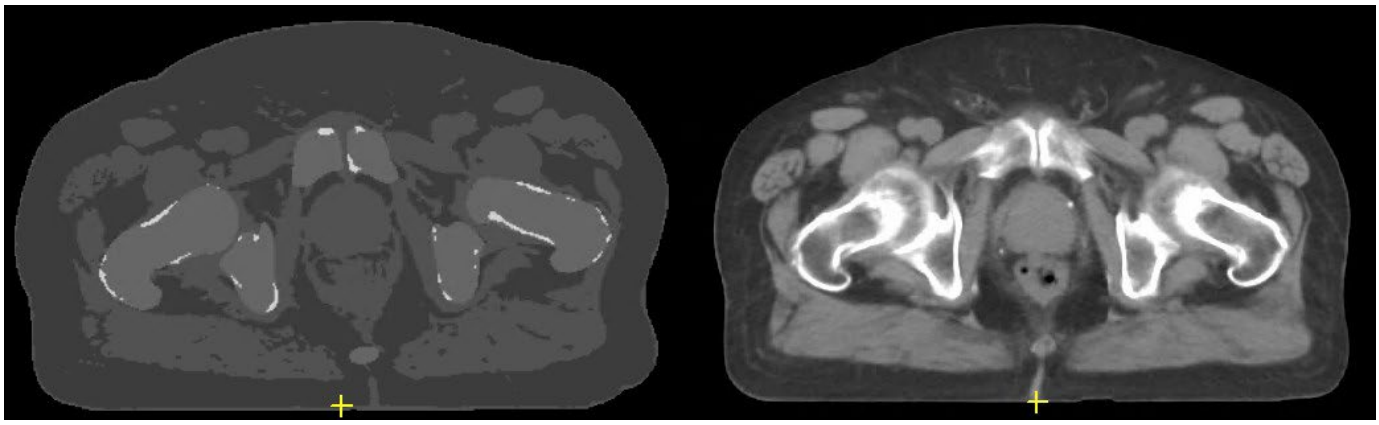


Fig.1. MRCAT (izd) y TC convencional (dcha)

RESULTADOS

Las mayores diferencias en DE se dieron para las estructuras tipo hueso. Las cabezas femorales derecha e izquierda obtuvieron una DE un 4.16 ± 2.27% y 3.96 ± 2.36% menor con MRCAT respecto de la asignada por la TC. Para el hueso pélvico MRCAT asignó de media un valor de DE un 3.04 ± 1.12% inferior. Para el resto de estructuras el valor de DE asignado por MRCAT respecto al de TC resultó un 1.89 ± 2.34% (Recto) y un 1.61 ± 0.64% (Vejiga) superior, obteniéndose una diferencia inferior al 1% para el bulbo y las vesículas. Las diferencias en volúmenes resultan ser mucho mayores,

especialmente para vejiga y recto dado el tiempo transcurrido entre modalidades de imagen. Las diferencias de volumen para estructuras óseas presentan gran variabilidad, resultando de media un 24.41 ± 27.87% inferiores.

DISCUSIÓN

Se observa que los valores de densidades obtenidos están próximos a los de la TC, aunque dichos valores dependen fuertemente del contorneo realizado en la imagen de TC. También se debe tener en cuenta la diferencia temporal entre la adquisición de imágenes provoca variaciones en volumen importantes, sobre todo para estructuras no óseas, lo que afecta a la DE asignada. MRCAT genera mejor las estructuras óseas sin osteoporosis.

CONCLUSIÓN

El sCT generado con MRCAT asigna DE similares a las obtenidas con una TC convencional y puede resultar útil para la planificación de tratamientos radioterápicos.

EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA IMPARTIDA EN UN PACIENTE DE PATOLOGÍA PULMONAR HACIENDO USO DEL PROGRAMA SUNCHECK

Candon Gonzañez, C. L. (1); Calama Santiago, J. A. (1); Paisan Palacio, L. (1); Orozco Martinez, F. (1); Jimenez Lopez, M. Del P. (1); Rodriguez Rodriguez, C. (1); Lopez Fernandez, A. (1)
(1) Hospital Universitario de Fuenlabrada

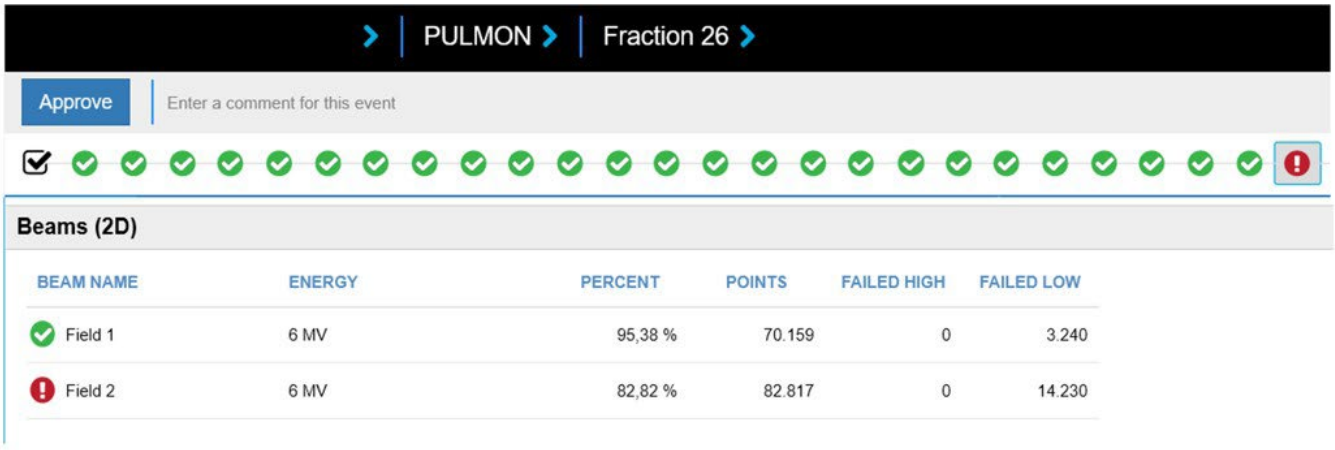
INTRODUCCIÓN

En las patologías pulmonares la situación del tumor o el tejido circundante pueden cambiar drásticamente a lo largo del tratamiento. SunCHECK es un software comercial que además de ofrecer un cálculo alternativo de dosis, permite realizar un registro diario de las dosis de transmisión recogida para cada campo de tratamiento que se evalúa después de cada sesión. Además del análisis de las dosis de transmisión diaria respecto de la que predice el software a partir del TC de planificación, se puede ver la tendencia de este análisis a lo largo de las diferentes fracciones posibilitando la monitorización de cambios anatómicos durante el tratamiento.

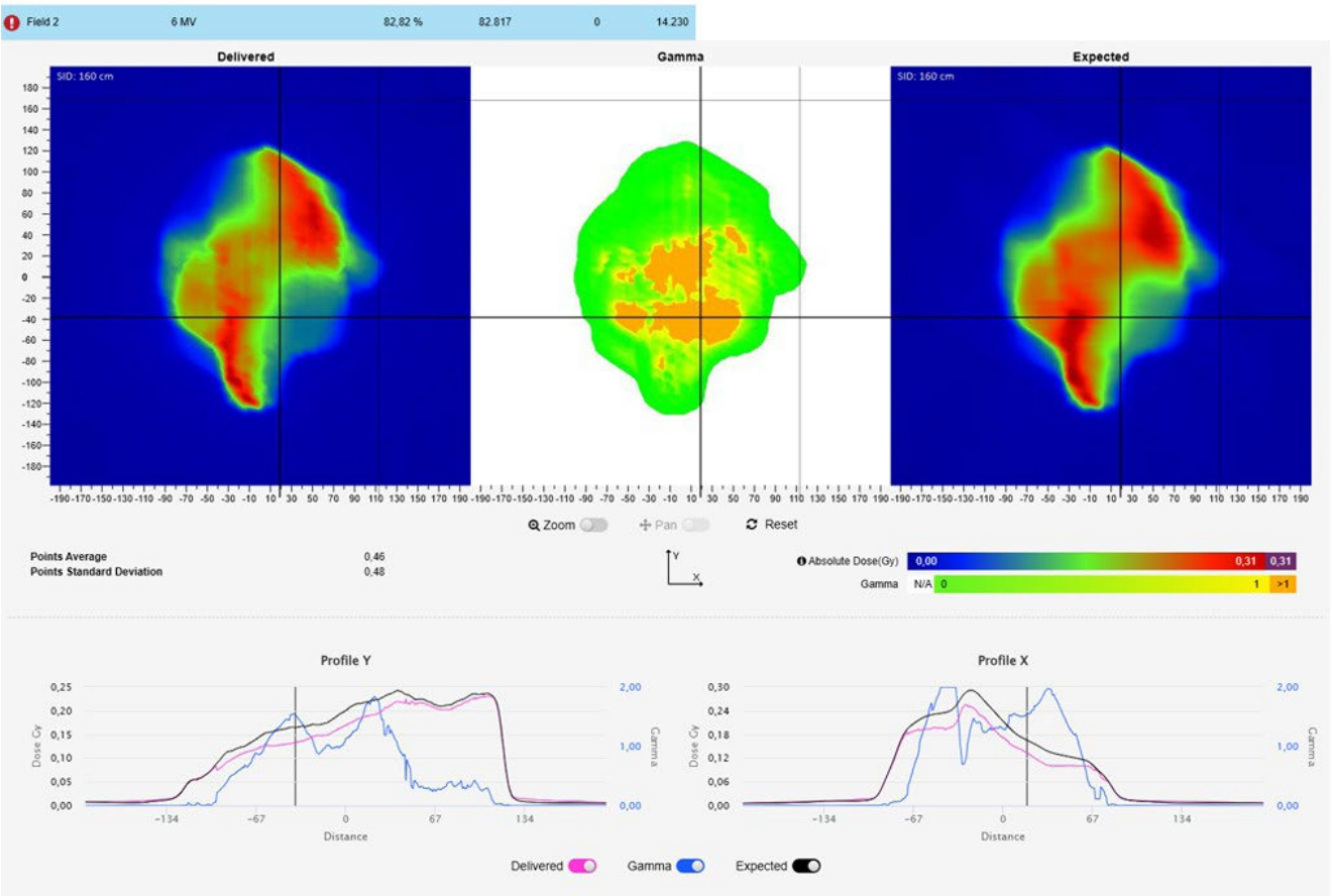
MATERIAL Y MÉTODOS

El paciente presentado se planificó con dos semi arcos de VMAT. Simultáneamente se estuvo monitorizando diariamente durante el tratamiento haciendo uso de la dosimetría portal del TrueBeam cuya información se envió a SunCHECK para su procesamiento tras la sesión administrada. Se estudiaron todas las sesiones y la tendencia de los resultados obtenidos.

Se aplicó un criterio gamma de 5%/5mm Global. En la evaluación se muestra el porcentaje de puntos que entran dentro de ese criterio (Percent) así como la cantidad de puntos que reciben más dosis que la esperada (Failed High) y los que reciben menos dosis (Failed Low). Este análisis se hace por sesión y por campo administrado.

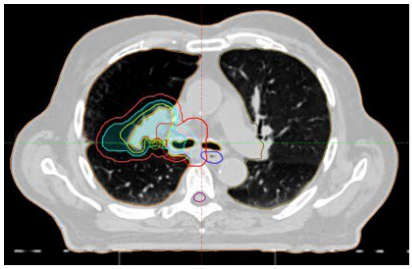


BEAM NAME	ENERGY	PERCENT	POINTS	FAILED HIGH	FAILED LOW
Field 1	6 MV	95,38 %	70.159	0	3.240
Field 2	6 MV	82,82 %	82.817	0	14.230

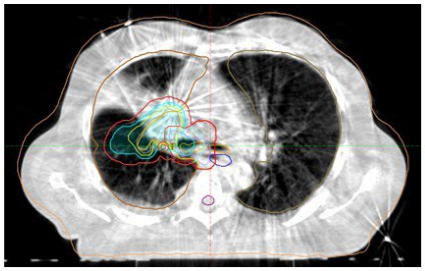


RESULTADOS

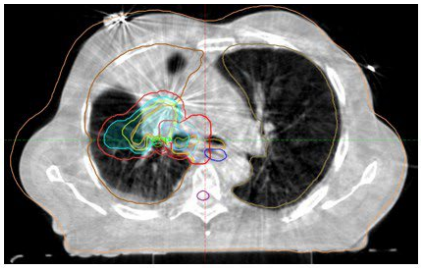
Como se puede visualizar en los gráficos presentados, el porcentaje de coincidencia entre la dosis administrada y esperada con un criterio gamma de 5%/5mm Global es cercano al 100% hasta la fracción 26/30 donde comienza a ser menor del 90%. Analizando las imágenes de CBCT de estas últimas sesiones del tratamiento se aprecian cambios en la zona cercana al tumor a partir de esta fracción.



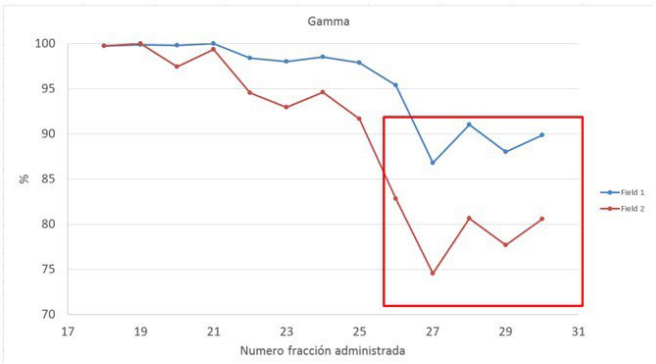
CT simulación

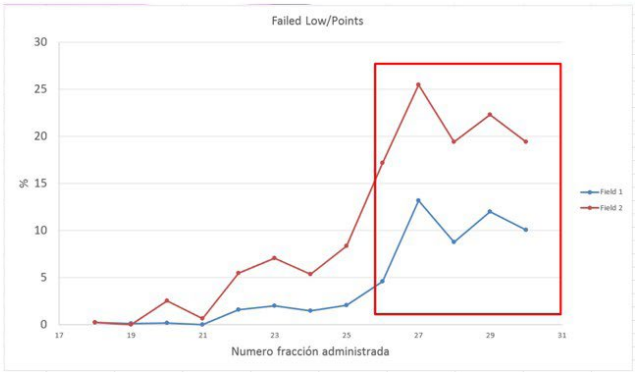


CBCT fracc. 26/30



CBCT fracc. 27/30





DISCUSIÓN

En estas últimas sesiones del tratamiento se puede visualizar en el CBCT un aumento de densidad en la zona cercana al tumor, que explica ese aumento en la proporción de puntos "fríos" (con menor dosis recibida que la esperada en la planificación) que se observa en las gráficas presentadas. Dicho aumento se relaciona directamente con la caída del porcentaje de puntos que pasan el criterio gamma aplicado.

Se encuentra por lo tanto una correlación entre el cambio en los resultados de la dosimetría de tránsito en SunCHECK y los cambios apreciables en los CBCT presentados. En función de los resultados, se podría establecer un umbral del 90% en la verificación gamma (o un 10% de puntos) con Perfraction para valorar la replanificación del tratamiento, pero pendiente de un mayor número de casos.

CONCLUSIONES

Este caso muestra el potencial de SunCHECK para la detección temprana de cambios en el paciente que puedan influir en el tratamiento. Su uso junto con el resto de herramientas disponibles y el criterio clínico puede agilizar el proceso de toma de decisiones. Se procederá a monitorizar más pacientes de patología similar para su estudio y posible implantación en el flujo de trabajo del servicio.

UTILIZACIÓN DE LA MATRIZ DE RIESGOS PARA LA DETERMINACIÓN DEL PERFIL DE RIESGO DE 18 UNIDADES RADIOTERAPIA DE GENESISCARE ESPAÑA

Sánchez Cayuela, C. (1); Alvarez Mateos, D. (2); Arregui Castillo, G. J. (3); Benítez Serrano, J. A. (4); Casal Mesa, M. D. (5); Garcia Fernandez, A. (6); Gómez Barrado, A. (7); Gómez Bellvert, E. (6); Jimenez Feltstrom, F. D. (8); Luguera Sánchez, E. (9); Meilan Bermejo, E. (1); Moreno-Torres Tirado, M. (10); Navío Martínez, J. L. (11); Peraza Fernández, M. Del C. (12); Rozas Richel, M. A. (13); Velasco Roman, J. (14); Vidueura Martínez, L. (12)

(1) GenesisCare; (2) GenesisCare Jerez; (3) GenesisCare Granada; (4) GenesisCare Córdoba; (5) GenesisCare Sevilla; (6) GenesisCare Alicante; (7) GenesisCare La Milagrosa; (8) GenesisCare Benalmádena; (9) GenesisCare Barcelona; (10) GenesisCare Algeciras; (11) GenesisCare Talavera; (12) GenesisCare San Francisco; (13) GenesisCare Alcázar; (14) GenesisCare Málaga

INTRODUCCIÓN

La terapia con radiaciones es una técnica terapéutica que está inmersa en un conjunto de peligros de diferente naturaleza, algunos de los cuales pueden dar lugar a la generación de eventos adversos de diferente orden de magnitud, dando lugar a accidentes con consecuencias importantes para los pacientes. De ellos, los relativos al riesgo radiológico, han sido referidos por la Directiva Euratom 59/2013.

Siguiendo las recomendaciones de organismos internaciones (OMS o IAEA) y de acuerdo con lo establecido en el Real Decreto 601/2019, de 18 de octubre, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes, GenesisCare ha emprendido la puesta en marcha de una metodología de análisis prospectivo de riesgos basados en la utilización de la matriz de riesgo.

MATERIAL Y MÉTODOS

La metodología de análisis de riesgos utilizada corresponde al modelo MARR, modelo teórico de errores y fallos potenciales para el proceso de radioterapia 3D conformada.

El análisis se realizó en las 18 unidades de terapia con radiaciones que contaba GenesisCare. Y este proceso se llevó a cabo en tres fases. En la primera fase, se realizó un análisis individual en cada unidad, donde un grupo experimentado de profesionales revisó los sucesos que aplicaban a su unidad y las defensas con las que contaban para mitigar o evitar los riesgos.

La segunda fase, se enfocó en los eventos que implican un riesgo radiológico alto, poniendo en común los resultados de cada unidad. Lo que permitió identificar y añadir nuevas defensas que previamente no se habían considerado en el análisis, pero con las que sí se contaban.

Y por último se buscaron medidas a nivel global para reducir el riesgo relativo a los sucesos obtenidos con riesgo alto para toda la empresa.

RESULTADOS

A pesar de que los perfiles de riesgo entre las distintas unidades fueron más homogéneos tras el proceso de revisión, continuaron existiendo diferencias.

Como resultado del análisis de los riesgos altos, se implantó la revisión por pares en referencia al suceso encontrado en la etapa de aceptación y calibración del equipo.

DISCUSIÓN

El modelo MARR, aunque útil, no estaba completamente adaptado a las condiciones actuales de trabajo, ya que originalmente fue diseñado para situaciones 3D. Esto requería la incorporación de defensas adicionales no incluidas inicialmente. Estas defensas propias de cada unidad generaron cierta variabilidad en los perfiles de riesgo. No obstante, la

puesta en común entre unidades permitió identificar barreras faltantes o no reconocidas, lo que contribuyó a una mejora del análisis.

CONCLUSIONES

La puesta en común entre unidades ayuda a completar de la manera más eficiente el modelo MARR, que se ideo para 3D y actualmente ha quedado obsoleto. Pero es un buen punto de partida para conocer algunos riesgos altos en los que enfocarnos para introducir medidas.

EXPERIENCIA INICIAL EN EL CÁLCULO SECUNDARIO DE PLANES DE TRATAMIENTO HELICOIDALES CON VERIQA

Díaz Martín, D. (1); López Expósito, P. (1); Rodriguez Álvarez, A. (1); Alonso Alonso, S. (1); Rosa Menéndez, P. (1); Niebla Piñero, A. (1); Pórtas Ferrádas, B. C. (1); Sampayo Muñoz, A. (1)
(1) Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

INTRODUCCIÓN

Organismos internacionales, como la AAPM en su informe TG-219 [1], subrayan la importancia de realizar cálculos secundarios independientes en radioterapia con el objetivo de garantizar la calidad y seguridad de los planes de tratamiento.

En nuestro centro hospitalario, el software VERIQA (PTW) se ha utilizado de manera formalizada en planes IMRT/VMAT durante los últimos años. Sin embargo, este trabajo expone nuestra experiencia inicial en la aplicación de este software para la validación de planes de radioterapia helicoidal administrados mediante el sistema de tomoterapia Radixact.

MATERIAL Y MÉTODOS

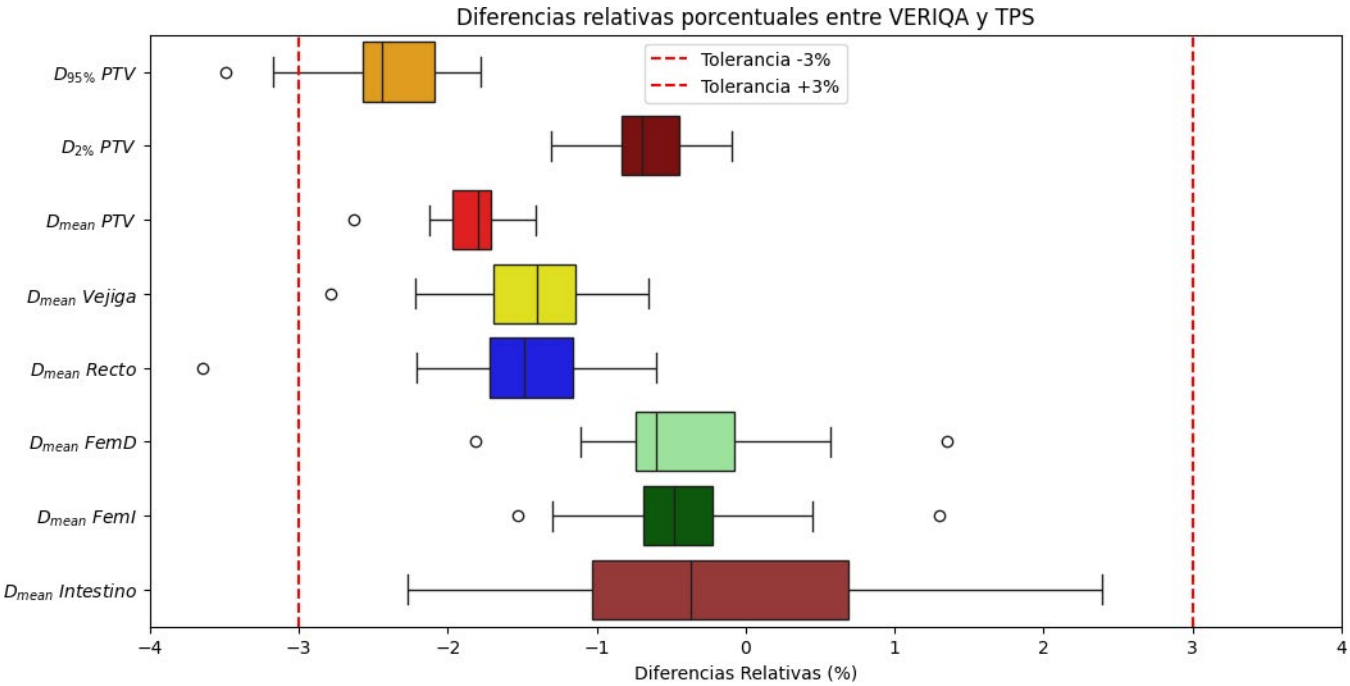
Se seleccionaron retrospectivamente 20 planes de pacientes con tumores ginecológicos, planificados en RayStation utilizando el algoritmo Collapsed Cone y tratados con el sistema Radixact con una prescripción de 45 Gy en 25 fracciones. Todos los planes

fueron previamente validados mediante control de calidad pretratamiento con el maniquí Delta4, utilizando un criterio gamma de 3%/2 mm (passing rate ≥ 95%).

Posteriormente, los planes fueron recalculados en VERIQA empleando el algoritmo Monte Carlo. Se compararon los valores de D95%, D2% y dosis media en el PTV, así como la dosis media en órganos de riesgo (vejiga, recto, intestino y cabezas femorales), estableciendo una tolerancia de ±3% en la diferencia relativa. Adicionalmente, se verificó el cumplimiento del criterio clínico D95% > 95% de la dosis prescrita (42.75 Gy). Finalmente, se analizó el índice gamma (3%/2 mm) entre ambos cálculos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las diferencias relativas promedio entre VERIQA y RayStation se presentan en la Figura 1. En términos generales, las mayores diferencias se observaron en el D95% del PTV, con un valor medio de -2.4%, mientras que la menor variabilidad se encontró en la dosis media del intestino, con una media de +0.7%. Solo en tres casos se identificaron discrepancias que excedieron la tolerancia interna establecida para la diferencia relativa entre el sistema de planificación y el cálculo secundario.



En la Tabla 1 se resumen los valores absolutos de D95% obtenidos en ambos cálculos, así como el passing rate del índice gamma evaluado.

Parámetro	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
$D_{95\%}$ TPS (Gy)	43.56	0.57	42.97	44.75
$D_{95\%}$ VERIQA (Gy)	42.55	0.41	42.04	43.57
Gamma passing rate 3%2mm VERIQA (%)	95.1	1.89	91.73	97.96

Tabla 1

En promedio, VERIQA reportó dosis menores en comparación con RayStation. La media del D95% se situó por debajo del criterio clínico establecido, lo que sugiere una mayor sensibilidad del algoritmo Monte Carlo en la modelización de heterogeneidades tisulares. Este fenómeno es especialmente relevante en la región pélvica, donde la interacción fotón- hueso genera un efecto de apantallamiento que podría reducir la dosis estimada en comparación con el algoritmo Collapsed Cone.

CONCLUSIONES

VERIQA demostró ser una herramienta fiable para la validación dosimétrica en el sistema Radixact, permitiendo extender su aplicación más allá de los planes IMRT y VMAT en nuestro servicio. Aunque se identificaron diferencias dosimétricas respecto a RayStation, la mayoría de los casos cumplieron los criterios clínicos y de calidad predefinidos.

No obstante, resulta necesario ampliar el estudio con un mayor número de planes para evaluar si las diferencias observadas guardan relación con parámetros específicos de planificación helicoidal, tales como el pitch, el factor de modulación o el tiempo de tratamiento.

APLICACIÓN DEL CONTROL ESTADÍSTICO DE PROCESOS EN EL CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO CYBERKNIFE

Sevillano Martínez, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Morís Pablos, R. (1); Capuz Suárez, B. (1); Cámara Gallego, M. (1); Chillida Rey, R. (1); Rodríguez-Manzaneque Sosa, C. (1); Trujillo García, J. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Prieto Morán, D. (1); García Vicente, F. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

INTRODUCCIÓN

El Control Estadístico de Procesos (CEP) es una herramienta ampliamente utilizada en la industria que permite hacer un seguimiento y optimización de la calidad de los procedimientos realizados. En este trabajo se presenta su aplicación en el control de calidad de un equipo Cyberknife.

MATERIAL Y MÉTODOS

El CEP se ha aplicado a tres pruebas pertenecientes al control de calidad del equipo Cyberknife:

- AQA (Automated Quality Assurance): consiste en una prueba diaría de la precisión geométrica del equipo y depende del colimador utilizado. El gráfico de control utilizado es un X-MR, al tratarse de medidas individuales y muy frecuentes.
- Control geométrico del colimador Iris (IrisQA): que controla el tamaño de campo dado por el colimador Iris. Es una prueba mensual, y se ha empleado un gráfico 3-sigma para cada tamaño de colimador basado en medidas repetidas después de la calibración del colimador.
- Control de las posiciones de las láminas del MLC: es una prueba mensual en la que se irradia un patrón de Garden Fence de 5 franjas sobre una película radiocrómica. De cara a implantar CEP en esta prueba se han seguido dos caminos, uno basado en las tolerancias que marca Accuray (nº de posiciones con errores >0,5mm y error promedio) y otra en medidas individuales de los errores de cada lámina. En el primer caso, se empleó un gráfico 3-sigma para el error promedio y un gráfico NP para el análisis de errores >0,5mm.

En el análisis por lámina, se utilizó para cada una de ellas gráficos X-R. De cara a simplificar el análisis global, se realizó por cada banco un gráfico NP analizando el número de láminas fuera de control.

RESULTADOS

En la mayoría de las pruebas utilizadas, los límites de control obtenidos han sido inferiores a las tolerancias marcadas por el fabricante o por protocolos de CC (Tabla 1). De esta manera, en nuestro día a día, se han incluido estos límites de control como límites de tolerancia, mientras que las tolerancias nominales han quedado como límites de acción.

AQA												
	Fijo				Iris				MLC			
	X	Y	Z	Total	X	Y	Z	Total	X	Y	Z	Total
Espec. (mm)	0,75	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	1	0,75	0,75	0,75	1
LC (mm)(±)	0,14	0,10	0,51	0,43	0,18	0,26	0,16	0,28	0,16	0,27	0,22	0,36

Iris QA (Especificación: ±0,3mm)											
Campo (mm)	7,5	10	12,5	15	20	25	30	35	40	50	60
LC (mm)(±)	0,22	0,10	0,10	0,30	0,08	0,13	0,11	0,12	0,13	0,12	0,16

MLC				
	Banco X1		Banco X2	
	Especificación	Límite Control	Especificación	Límite Control
Nº de posiciones error >0,5mm	13	4	13	3
Error promedio (mm)	±0,2	[-0,11 – 0,15]	±0,2	[-0,11 – 0,2]

Tabla 1. Límites de control obtenidos para cada una de las pruebas analizadas.

La inclusión de CEP en nuestras pruebas, ha permitido detectar errores en el colimador utilizado (AQA), así como tendencias en la calibración geométrica del equipo (AQA e IrisQA, Figura 1). En el caso del MLC, CEP ha permitido detectar situaciones en los que la medida no se había realizado adecuadamente, y que con las tolerancias nominales pasaba desapercibido.

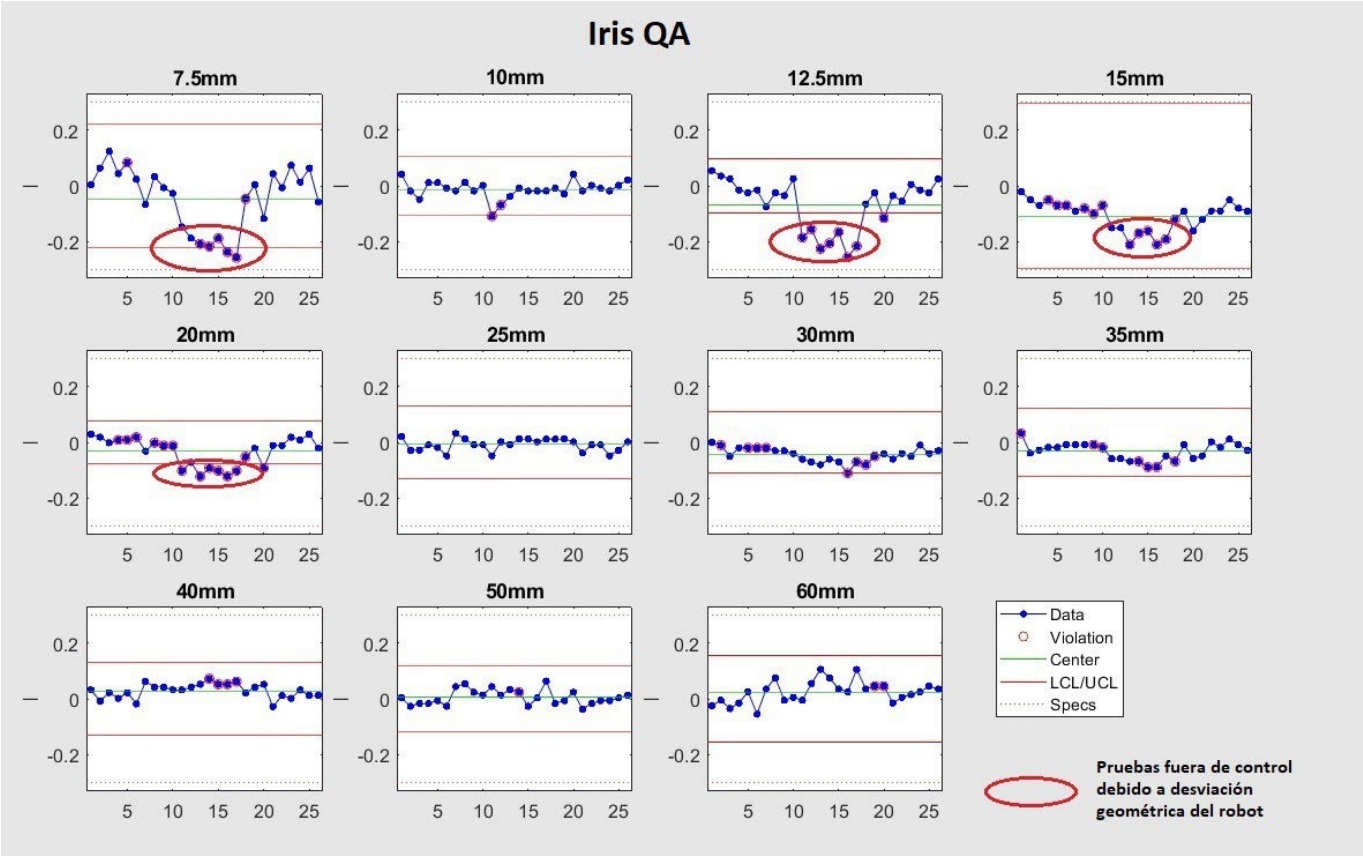


Figura 1. Gráficos de control de la prueba Iris QA. Se pueden ver resaltadas las pruebas fuera de control que eran causadas por una desviación geométrica del equipo

En el análisis por lámina, los límites de control inferiores tuvieron un valor promedio de -0,14mm ([-0,25; -0,06] y los superiores de 0,18mm ([0,05; 0,3]). Mientras que el límite para el número de láminas fuera de control sería de 8.

CONCLUSIONES

El CEP es una herramienta que permite establecer límites de tolerancias adecuadas en las distintas pruebas

estudiadas. En la mayoría de los casos, los límites de tolerancia se encuentran por debajo de las especificaciones del equipo, lo que nos permite la detección temprana de posibles variaciones en el estado de referencia del equipo.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS CON DISTINTOS PLANIFICADORES: LÍMITES DE CONTROL Y LÍMITES DE ACCIÓN

Sevillano Martínez, D. (1); Cámara Gallego, M. (1); García Fuentes, J. D. (1); Chillida Rey, R. (1); Rodríguez- Manzaneque Sosa, C. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Morís Pablos, R. (1); Capuz Suárez, B. (1); Trujillo García, J. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Prieto Morán, D. (1); García Vicente, F. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal;

INTRODUCCIÓN

La AAPM en su documento TG-218 recomienda el uso de tolerancias y niveles de acción universales en la verificación pretratamiento de planes modulados. Estos se establecen a un mínimo del 95% (nivel de tolerancia) y del 90% (nivel de acción) de puntos con $/gamma_{3\%/2mm} < 1$ para un límite de dosis del 10%. En este documento se establece también la metodología para aplicar límites de tolerancia y acción basados en Control Estadístico de Procesos.

En este trabajo se va a analizar los límites de acción y tolerancia obtenidos en nuestro proceso de verificación pretratamiento para dos planificadores utilizados en nuestro servicio. El análisis se va a realizar por localización anatómica y por unidad de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado un total de 631 verificaciones pretratamiento de planes realizados con el sistema de planificación Pinnacle 16.4.3 (Marzo 2023- Marzo de 2024)(n=368) y con el sistema Raystation 2024A (Junio – Diciembre 2024)(n=263). Las medidas se han realizado con el sistema ArcCheck de SunNuclear y analizadas mediante los software SNC Patient (Sun Nuclear), para el análisis de las distribuciones de dosis en la matriz de detectores y 3DVH (Sun Nuclear) para el análisis de distribuciones de dosis reconstruidas en el paciente.

Las medidas se realizaron en dos Aceleradores lineales Elekta con MLC Agility.

Se analizaron los resultados obteniendo gráficos I-MR para medidas individuales clasificadas según localización anatómica (próstata, ORL, mama y pelvis), esto nos permite conocer los límites de control y de acción que deberíamos aplicar dados nuestros resultados. Para este tipo de gráfico, los límites de control y límites de acción inferiores (que son los que nos interesan en este caso), vienen dados por las expresiones $LCL = /overlineX - 2.66/overlinemR$ y $AL = 3/sqrt/sigma^2 + /left(/overlineX - 100/right)^2$ respectivamente.

RESULTADOS

Los resultados se muestran en la TABLA 1, en general vemos un aumento en los LCL y AL para el planificador Raystation ya que es superior en 6 de las 8 situaciones analizadas, aunque hay algunas excepciones en alguna anatomía y para alguno de los aceleradores. Con el planificador Raystation, nuestros LCL se aproximarían a los que propone el TG-218 (95% de puntos con γ3%/2mm>1), siendo en algunos casos superado. Una tendencia que aparece tanto con el planificador Pinnacle como con Raystation es la diferencia de resultados entre distintos aceleradores (FIGURA 1). Los resultados en el acelerador Versa son generalmente mejores en el caso de las medidas en la matriz de detectores, mientras que en Infinity son superiores los resultados obtenidos mediante el software 3DVH.

			Elekta Infinity		Elekta Versa	
			$\gamma_{3\%/2mm}$ Arccheck	$\gamma_{3\%/2mm}$ 3DVH	$\gamma_{3\%/2mm}$ Arccheck	$\gamma_{3\%/2mm}$ 3DVH
Próstata	Pinnacle (n=136)	LCL	90	94.4	93.2	96.1
		AL	87.1	91.4	87.1	94.6
	Raystation (n=88)	LCL	92.8	97.7	95.1	95.5
		AL	90.8	97.7	90.8	93.8
ORL	Pinnacle (n=78)	LCL	93	95.0	94.9	91.1
		AL	90.6	93.2	93.3	87.9
	Raystation (n=46)	LCL	94.6	93.5	94	93.2
		AL	93.6	91.7	92.8	92.2
Mama	Pinnacle (n=79)	LCL	81.2	79.8	89.8	78.6
		AL	79.3	76.2	86.6	81.1
	Raystation (n=77)	LCL	82.2	87.1	92	86.4
		AL	79.4	85.3	88.7	80.5
Pelvis	Pinnacle (n=75)	LCL	92.5	91.0	91.7	91.8
		AL	89.5	87.2	90.6	90.2
	Raystation (n=52)	LCL	89.7	93.3	95.6	94.8
		AL	86.9	92.4	93.7	93.0

Tabla 1. Límites de control inferiores (LCL) y límites de acción (AL) obtenidos para cada localización diferenciados por planificador y por acelerador en el que se han realizado las medidas.

Con el cambio a Raystation, nuestros límites de acción se aproximarían a los propuestos por la AAPM (90%), a excepción de los tratamientos de mama (sobretodo en el acelerador Infinity), en los que seguiríamos en valores del 80-86%.

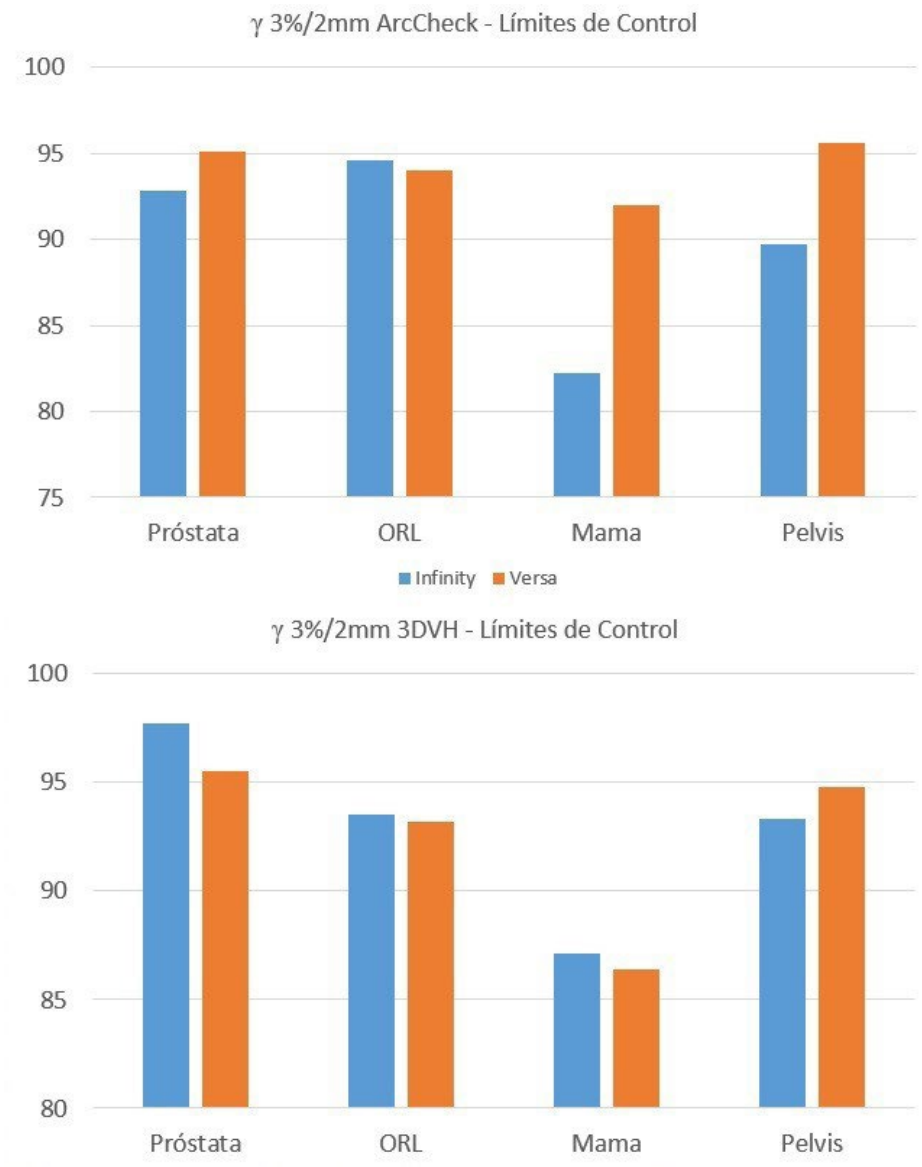


Figura 1. Límites de Control obtenidos para el planificador Raystation para cada uno de los aceleradores y localizaciones analizadas.

CONCLUSIONES

Analizar nuestros resultados de verificaciones mediante Control Estadístico de Procesos nos ha permitido comparar nuestros resultados para distintos planificadores, además de permitirnos conocer de una manera objetiva cuáles son nuestros resultados con respecto a los propuestos en el documento TG-218. Asimismo, podemos conocer mejor las posibles diferencias entre nuestros aceleradores.

ESTUDIO RESTROSPECTIVO DEL USO DE GRÁFICOS DE CONTROL DE VERIFICACIONES DE TRATAMIENTO PARA LA DETECCIÓN DE PROBLEMAS EN UN ACELERADOR LINEAL

Sevillano Martínez, D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Chillida Rey, R. (1); Rodríguez-Manzaneque Sosa, C. (1); Trujillo García, J. (1); García Fuentes, J. D. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Capuz Suárez, B. (1); Morís Pablos, R. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Prieto Morán, D. (1); García Vicente, F. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se han obtenido gráficas de control basadas en nuestras medidas de verificación pretratamiento y se han trazado con distintas averias e intervenciones en nuestros aceleradores lineales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se van a analizar los resultados de las verificaciones de tratamiento en nuestros aceleradores Elekta en dos periodos, de Febrero-23 a Abril-24 con planificador Pinnacle 16.4, y de Mayo-24 a Diciembre-24, con planificador Raystation. Las medidas se realizan con el equipo ArcCheck y se analizan con el software SNCPatient (SunNuclear). Se mostrarán los % de puntos con γ3%/2mm<1.

De cara a realizar este análisis, se agruparon distintas medidas según la fecha de realización y se obtuvieron gráficas X-R. Estas medidas se van a comparar con los informes de intervención y los informes de Radiofísica para comprobar si estas gráficas podrían ser útiles a la hora de detectar funcionamientos no óptimos del acelerador.

Los gráficos de control se generaron mediante un software propio que recoge los datos de todas las verificaciones realizadas y las clasifica por fecha, acelerador y energía. Se puede elegir la métrica a analizar y el número de medidas a promediar. Una vez eliminada la medida con peor resultado, se seleccionan aleatoriamente el resto de medidas utilizadas. Se mostrarán los resultados con medidas de 3 tratamientos.

RESULTADOS

Las gráficas X-R obtenidas se muestran en las Figura 1 y 2 para los aceleradores Infinity y Versa, respectivamente.

En el acelerador Infinity no se ve una relación directa entre las intervenciones o eventos ocurridos y los resultados de las verificaciones. En todo caso, parece observarse una mejora en los resultados posteriores al mantenimiento preventivo de Junio-23 (Fig. 1.a)). Sin embargo, no se encuentra ninguna modificación en el comportamiento con otras intervenciones que afectan al MLC o al cañón. En 2024 (Fig. 1.b)) el proceso se mantuvo constante.

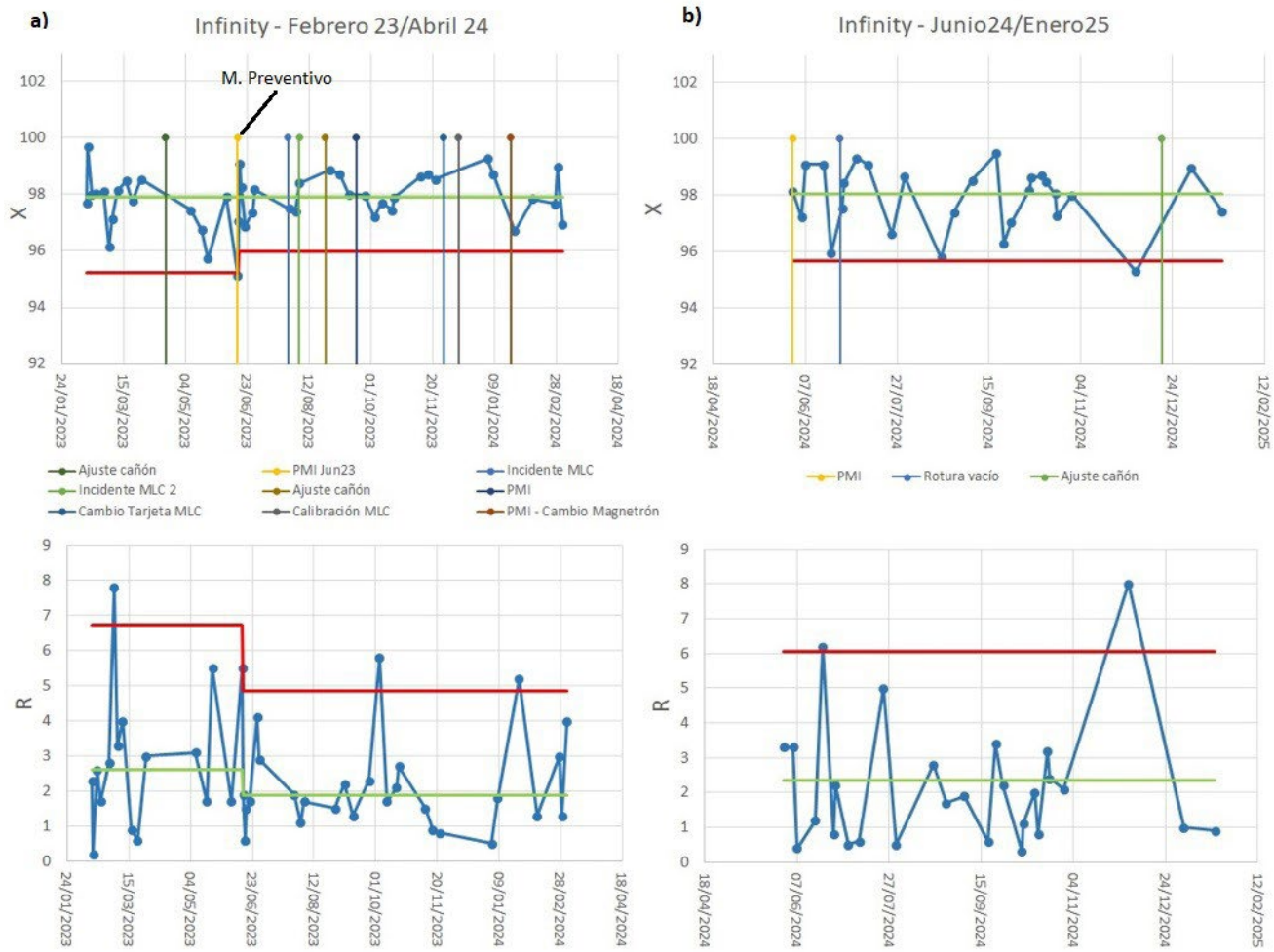


Figura 1. Gráficas de control X-R para el acelerador Infinity en ambos periodos. Se observan el límite central (verde) y los límites de control inferior y superior (rojo). Se marcan en la gráfica X las intervenciones realizadas en el acelerador. Se resaltan los eventos a partir de los cuales se han producido cambios.

En el acelerador Versa, se encuentran mejoras en las medidas posteriores a los mantenimientos preventivos (Fig. 2.a) y 2.b)). En 2024 (Fig. 2.b)), se comenzó con el proceso controlado, se observa una ligera degradación en un periodo en el que aparecieron problemas en el voltaje de las cámaras monitoras, desde entonces los resultados empeoran coincidiendo con un ajuste en el cañón del acelerador. Los resultados se mantienten hasta Noviembre-24, momento en el que se cambia el cañón. Modificaciones en los láseres de la sala en ese periodo no produjeron ningún cambio en nuestros resultados. En 2023 hay una mejora en los límites de control del proceso a partir del mantenimiento de Noviembre. Aunque no se encontraron cambios con mantenimientos o ajustes del haz previos.

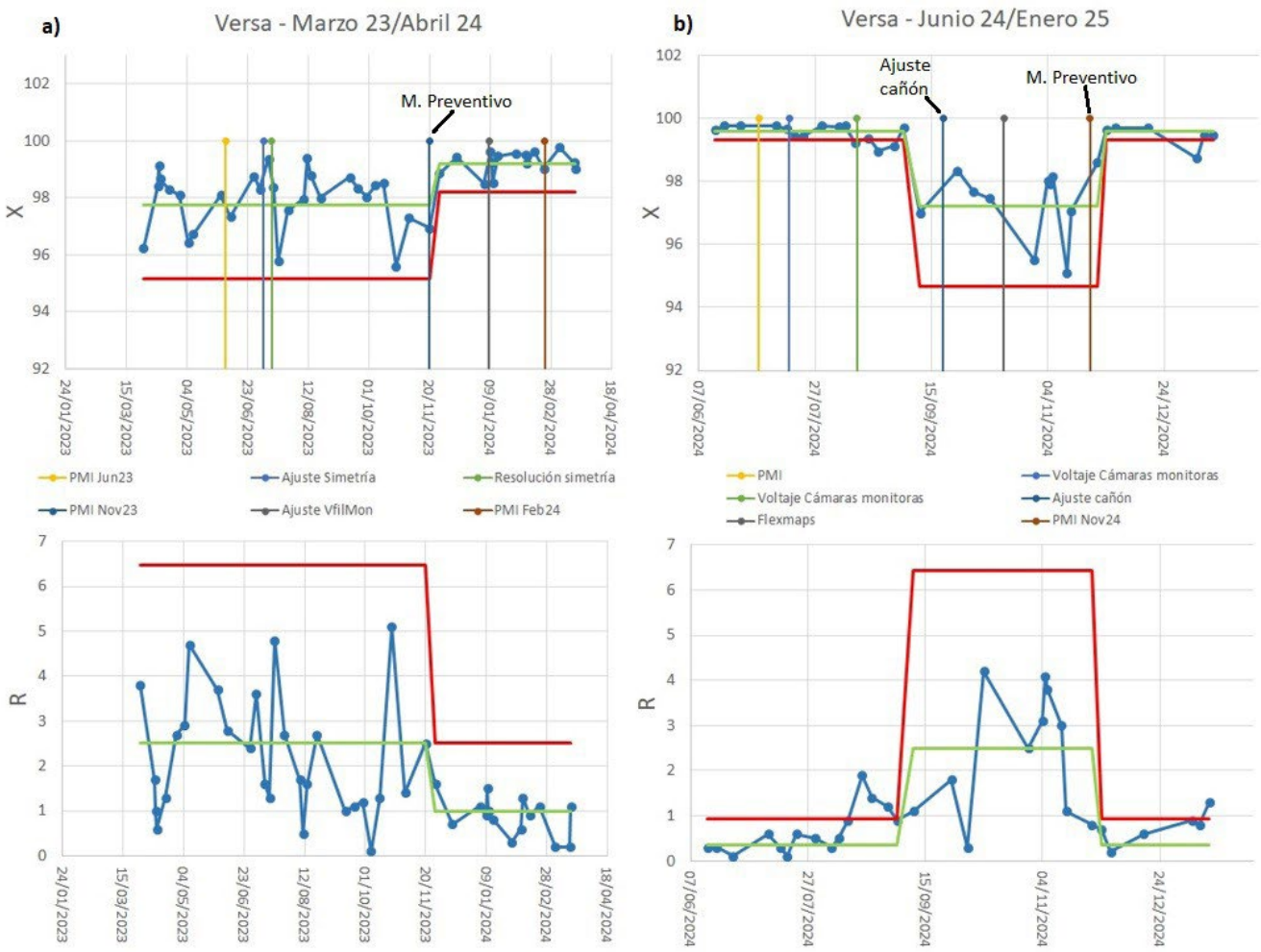


Figura 2. Gráficas de control X-R para el acelerador Versa en ambos periodos. Se observan el límite central (verde) y los límites de control inferior y superior (rojo). Se marcan en la gráfica X las intervenciones realizadas en el acelerador. Se resaltan los eventos a partir de los cuales se han producido cambios.

CONCLUSIONES

Se observa una posible relación entre el estado de los parámetros del haz y la mejora en las verificaciones de tratamiento en uno de los aceleradores. Aparentemente, esta relación solo ocurre cuando existe una alta coincidencia entre los cálculos del planificador y la medida. Un posible trabajo futuro será hacer el análisis con parámetros del acelerador suministrados por la casa comercial.

COMPARACIÓN DE CONTORNOS ENTRE FRACCIONES PARA UN MISMO TRATAMIENTO. APLICACIÓN A ANÁLISIS ENTRE SESIONES DE UN TRATAMIENTO IMPARTIDO EN MRIDIAN (VIEWRAY)

Meilán Bermejo, E. (1); Benítez Serrano, J. A. (2); Gómez Barrado, A. (1)
(1) GenesisCare La Milagrosa; (2) GenesisCare Córdoba

INTRODUCCIÓN

La variabilidad de los contornos es un problema en la precisión a la hora de administrar los tratamientos. Esta variabilidad suele venir determinada por las condiciones a la hora de tratarse el/la paciente: la forma, el volumen y la posición de un órgano pueden y suelen cambiar de un día a otro.

Con las herramientas adecuadas se pueden analizar estos cambios. Y la ventaja de hacerlo sobre un tratamiento impartido en MRIdian es que cada día de tratamiento un/a OR ha de contornear y aprobar tanto los CTVs como los órganos de riesgo, con lo

que el análisis de las variaciones y saber qué variaciones se consideran aceptables se vuelve un proceso mucho más preciso. Además, se puede analizar también la variabilidad a la hora de contornear CTVs entre OR, e incluso con el/la mismo/a OR en días distintos, puesto que todas las estructuras deben ser pintadas por la persona responsable cada día.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza MIM para el análisis de los contornos. Esta herramienta permite, una vez hecho el registro entre dos imágenes, analizar diversos coeficientes y métricas. Concretamente, se ha hecho el análisis mediante los coeficientes de Dice- Sorensen, el coeficiente de Jaccard y la distancia de Haussdorf.

RESULTADOS

Se puede observar que hay bastante variabilidad en los órganos de riesgo. En el caso de las próstatas se puede ver que la vejiga puede llegar a cambiar bastante de un día a otro tanto en forma como en volumen. El recto también puede cambiar de forma, volumen y posición. Si se incluye el intestino lo más importante es la posición porque las asas intestinales se mueven. En el caso de los páncreas la variabilidad viene tanto en CTVs como en órganos, puesto que el páncreas, el duodeno y el intestino se mueven, y el estómago varía mucho en función de comida, gases, etc.

DISCUSIÓN

Para cerciorarse de que se está impartiendo la dosis al volumen deseado, en aceleradores convencionales se aplican márgenes que tienen en cuenta las incertidumbres de las variaciones del volumen del CTV según la fórmula M=2S+0.7s. Sin embargo, esta fórmula sólo tiene en cuenta las variaciones entre fracciones del CTV, no de los órganos. Con este trabajo se puede comprobar tanto la bondad de ese margen, ya que cada día se pinta y aprueba el CTV, como el efecto en los órganos de riesgo.

CONCLUSIONES

En el caso de próstatas con pelvis hay una gran variabilidad en función de qué OR contornea, no todos/as llegan en los ganglios hasta la misma vértebra, lo que implica que los últimos cortes no llevan la dosis de prescripción total. Si esto no afecta al resultado clínico, quizás sería bueno discutir si es necesario llegar tan craneal. Para el resto se puede observar que los márgenes son suficientes y que aunque los órganos cambien no se está observando toxicidad en MRidian al reducir márgenes.

VERIFICACIÓN DE LA EVALUACIÓN DEL ÍNDICE GAMMA 3D EN DOSECHECK

Ruiz García, E. (1); Torres Donaire, J. (1); Rivas Morales, J. J. (1); Zambrano Salas, E. (1); Zapata Jiménez, J. C. (1)
(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es desarrollar un algoritmo implentado en R para el cálculo del índice gamma 3D entre dos arrays de dosis sin ninguna corrección que sea eficiente en el tiempo de cálculo, teniendo en cuenta la cantidad de operaciones necesarias. Con esto se realiza un control de calidad del índice gamma 3D que calcula la plataforma SunCheck Patient (SunNuclear) con respecto a nuestro planificador Eclipse (Varian Medical Systems).

MATERIAL Y MÉTODOS

El índice gamma compara distribuciones de dosis y evalúa su grado de acuerdo de una forma cuantitativa. Si definimos los índices j e i como los puntos que se refieren al array primario y al testeado respectivamente, definiremos el índice gamma como:
$$///gamma(r_j) = min(/Gamma(r_i, r_j)//forall/r_i)/binom/gamma(r_j)/leq1/pasa/el/test/gamma(r_j) > 1/o/pasa/el/test////donde:$$
$$///Gamma(r_i, r_j) = /sqrt/frac/Deltax(r_i, r_j)^2/Deltax_0^2 + /frac/DeltaD(r_i, r_j)^2/DeltaD_0^2$$

Para el cálculo, definiremos las condiciones de evaluación de la gamma:

- Valor umbral de dosis: Se evaluarán todos los puntos superiores al 10% del máximo de dosis global.
- Tolerancia de la distancia espacial: Se escogerá un valor de 2 mm
- Tolerancia de la dosis: Se escogerá un valor de 2% del máximo de dosis global

Se evaluará el porcentaje de los puntos que pasan el test con respecto del total j. En los casos evaluados se comparan cálculos con diferentes de algoritmos del planificador (AXB y AAA) frente a DoseCheck.

Para evaluar el valor de gamma 3D tendremos que escoger una serie de voxeles r_i alrededor del voxel de referencia r_j pertenecientes al array test (Dosecheck). Estos voxeles r_i serán los contenidos en una esfera de radio **r** (ver figura 1), obtenida como el redondeo superior al entero de:

$$r = /sqrt3//frac2/Deltax_0 espaciado/del/voxel/(mm)$$

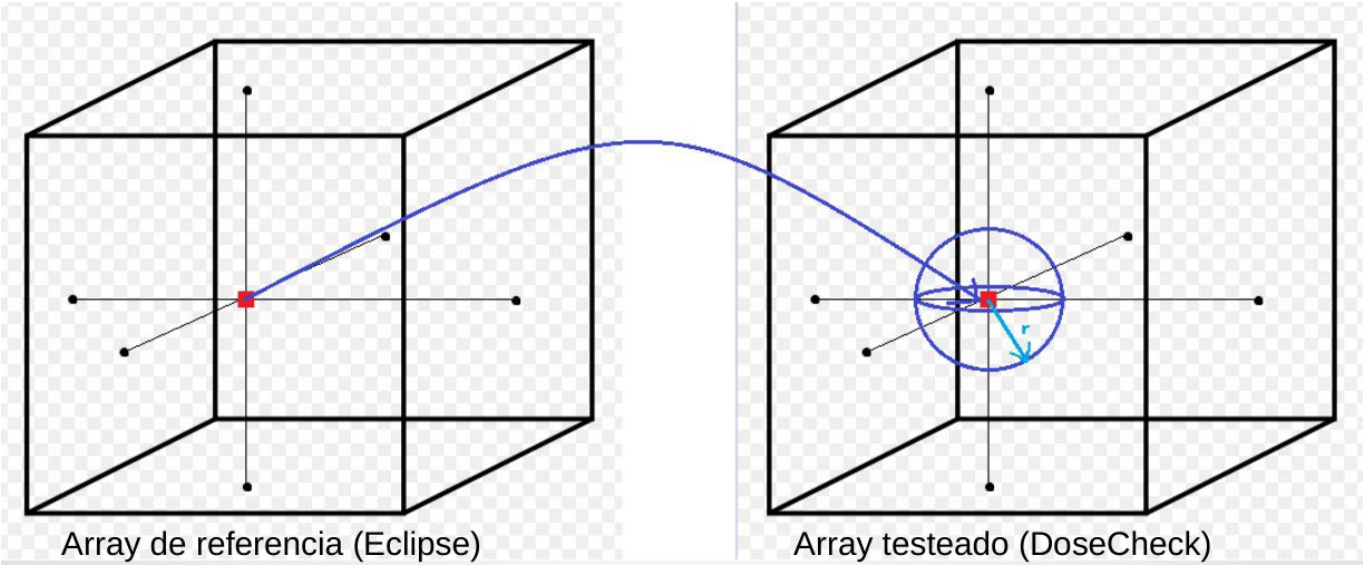


FIGURA 1. *Representación gráfica del test gamma en cada voxel.*

Se evalua el tiempo de cálculo que consumen todas las operaciones necesarias.

RESULTADOS

En la tabla se presentan los datos obtenidos de un conjunto de pacientes aleatorios.

Algoritmo calculo deposición de dosis	Test Gamma DoseCheck (%)	Test Gamma Calculado (%)	Diferencia voxeles (%)	Diferencia test gamma (%)	Tiempo cálculo (s)
AXB	99.77	99.88	1.64	-0.11	53.33
AXB	99.69	99.92	1.48	-0.23	68.88
AAA	99.74	98.93	0.07	0.81	87.47
AXB	100	100	0.93	0	139.85
AXB	99.71	99.99	0.68	-0.29	375.42
AXB	99.85	99.36	1.32	0.5	937.86
AXB	99.93	100	0.85	-0.07	109.97
AXB	100	96.99	0.76	3.01	392.36
AXB	99.94	97.16	0.2	2.78	173.09
AXB	99.87	96.82	0.95	3.06	373.87
AAA	99.29	99.87	0.15	-0.59	339.94
AAA	99.73	99.70	1.45	0.03	117.92
AXB	99.97	97.69	0.64	2.28	147.85
AAA	98.57	100	0.21	-1.45	17.67
AXB	99.99	97.41	0.58	2.58	175.85
AAA	99.41	99.86	0.58	-0.45	771.44
AXB	100	98.32	0.44	1.68	354.73

DISCUSIÓN

- No se aprecia ningún patrón significativo del valor de la gamma dependiente de un algoritmo de cálculo de dosis en concreto.
- No se aprecia una diferencia significativa en la cantidad de puntos que evalúa con respecto al algoritmo desarrollado.

- El tiempo de cálculo es muy dependiente tanto del número como de la distancia entre voxeles para el cálculo de la gamma, creciendo no linealmente.

CONCLUSIONES

Se ha desarrollado una herramienta de control de calidad que verifica la herramienta Dosechek con tiempos de cálculo aceptables.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA Y GESTIÓN DE LAS ZONAS DE ATENUACIÓN MÁXIMA DE LA MESA DEL ACELERADOR VERSAHD

Gonzalez Gonzalez, E. (1); López-Blanco Díaz, P. (1); Vera Tena, D. (1); Barranco López, A. (1); Castro Moreno, R. (1); Castán Guerrero, C. (1); Gómez Gónzalez, N. (1); Calvo Carrillo, S. (1); Jiménez Albericio, F. J. (1); Serrano Zabaleta, S. (1); Ortega Pardina, P. (1); Alejandro, A. (1); Ruiz Manzano, P. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza

La mesa Hexapod del ALE VersaHD de Elekta tiene una zona delimitada de no irradiación. En algunos tratamientos esta zona no es evitable. El propósito de este trabajo es cuantificar el impacto dosimétrico del problema, proponer una solución para reducirlo y conseguir planes de tratamiento reproducibles.

Se han calculado planes de tratamiento con el sistema de planificación Monaco (Elekta), con algoritmo XVMC (Monte Carlo). Los planes a evaluar se han planificado con VMAT, por un lado, sin tener en cuenta la zona problema y, por otro, intentando minimizar la entrada oblicua por ella. También se han planificado campos directos para distintos ángulos con objeto de evaluar la atenuación total en cada zona. Se han realizado dos tipos de medidas. Las primeras, con cámara de ionización tipo Farmer (IBA) modelo FC65G, maniquí de agua sólida IMRT Phantom (IBA) y electrómetro PCElectrometer (SunNuclear). Las segundas, con películas radiocrómicas EBT4 (Gafchromic) y el mismo maniquí, siendo procesadas con un escáner EPSON XL10000 y analizadas con el software myQAPatients (IbaDosimetry). Con las placas, se han analizado dos tipos de planes, unos con 1 solo arco y otros con 3 arcos evitando la zona oblicua problema. Se han irradiado dentro de la zona problema y fuera de ella para poder realizar una comparación gamma, con un criterio (5 %/ 3mm) y observar los efectos que produce la atenuación no deseada en esa zona.

Se ha medido con cámara de ionización la atenuación a distintos ángulos, siendo 120° y 340° los ángulos donde esta es máxima. El valor obtenido para energías de 6MV con filtro respecto al medido con el maniquí fuera de la zona de interés es de un 32.57% de atenuación. Para arcos completos, medidos con placas radiocrómicas, se obtiene una atenuación del 12%. Se presentan dos análisis gamma. Son planos coronales a nivel del isocentro para un plan de vértebra hecho con 1 solo arco de 360° y para un plan de próstata hecho con 3 arcos que evita la entrada oblicua por la zona problema. La comparativas gamma presentadas son de un plan consigo mismo dentro y fuera de la zona problema y corresponden a la figura 1 (vértebra) y a la figura 2 (próstata). En ellas puede verse la tasa de paso y se muestra una clara diferencia donde se atraviesa la zona problema sin modificar el plan por ello.

Con la configuración actual de nuestra mesa Hexapod es imposible garantizar que se pueda evitar siempre la zona problema dada la longitud y características de determinados PTVs. La solución propuesta consiste en realizar tratamientos con tres arcos, evitando los ángulos de máxima atenuación. Al evaluar esta posibilidad con placas radiocrómicas, se obtiene que las diferencias entre que el PTV caiga en la zona problema o fuera de ella no son clínicamente significativas en casos de VMAT. Esta solución es un compromiso entre no complicar demasiado los planes y el posicionamiento de los pacientes y no producir un detrimento dosimétrico significativo.

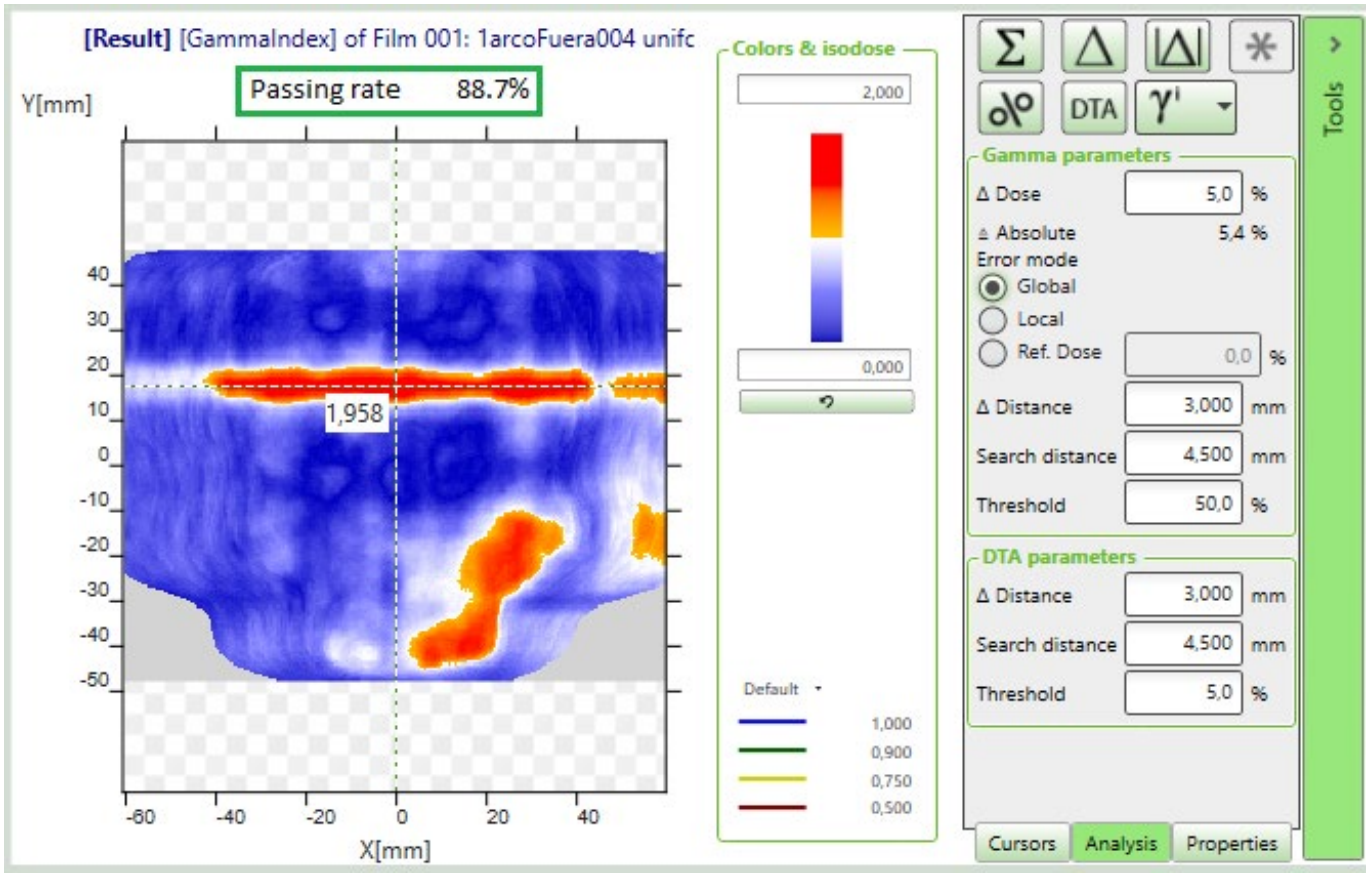


Figura 1

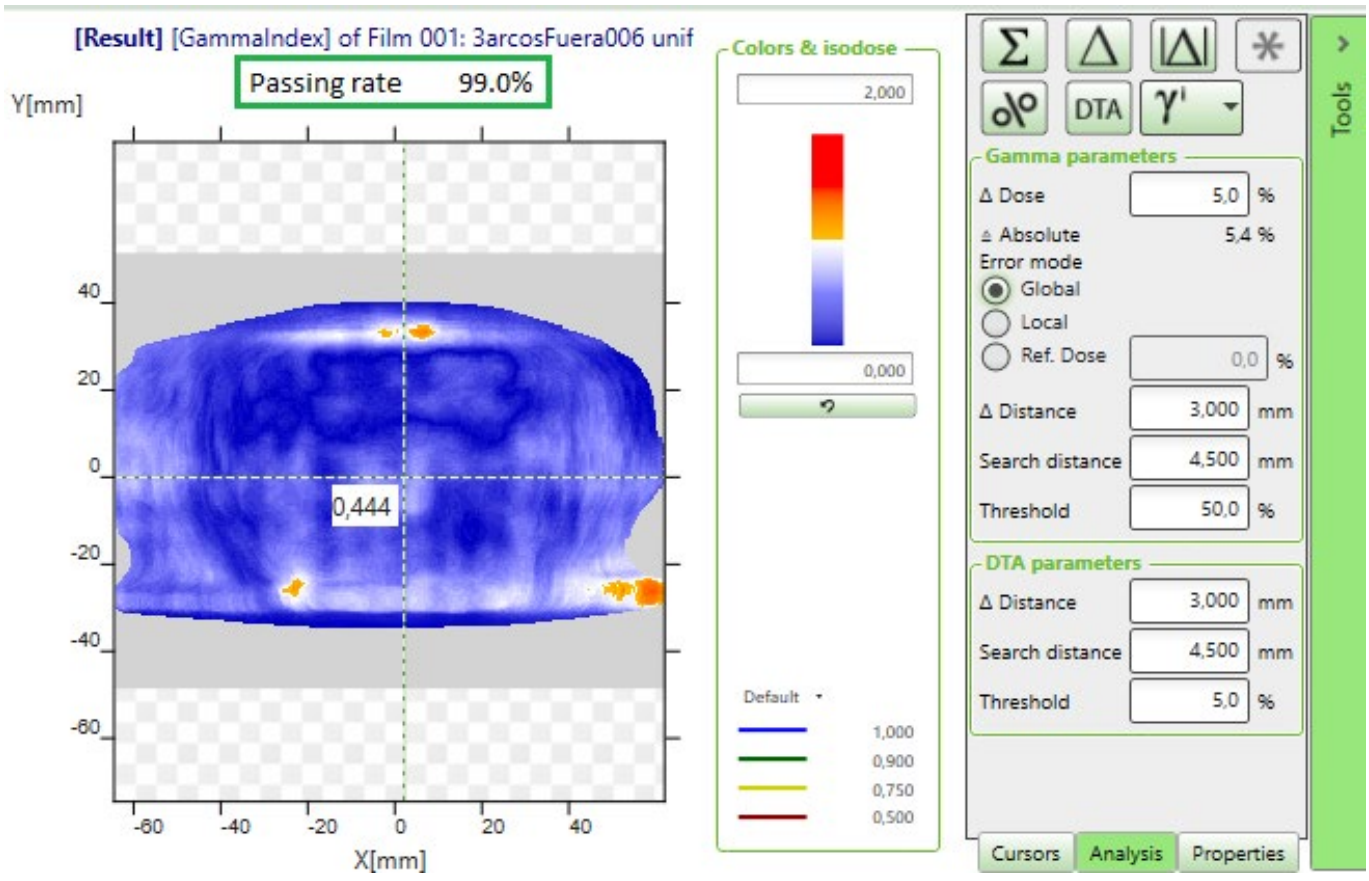


Figura 2

PUESTA EN MARCHA DE DETECTOR DE IMAGEN DIGITAL PARA TRATAMIENTOS DE TBI

Sánchez Jiménez, E. (1); Ruiz Morales, C. (1); Liñán Rodríguez, P. M. (1); Alejo Luque, L. (2); Martínez Ortega, J. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda; (2) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

En tratamientos con la técnica TBI (Total Body Irradiation) en un acelerador convencional es clave la correcta posición del paciente, así como de los bloques de cerrobend utilizados para proteger los pulmones.

En nuestro centro hemos implementado el detector digital *Cnergy TBI* de *Cablon Medical* junto con el software *Theraview™*, para el control y verificación del posicionamiento del paciente en dicha técnica.

El detector es una herramienta que nos permite no solo verificar el posicionamiento de las protecciones pulmonares, sino verificar la correcta posición del paciente y su monitorización in vivo durante el tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un acelerador TrueBeam para realizar la técnica antero-posterior con un haz horizontal de 15 MV de energía. El paciente se posiciona en decúbito lateral inmovilizado con un colchón de vacío colocado sobre una mesa de TBI.

El detector *Cnergy TBI* es un panel centelleador de 750x460 mm^2 que adquiere y muestra imágenes de MV de forma instantánea y en tiempo real, cuyo software permite:

- Importar el RTPlan y las DRRs pudiendo fijarlas como referencia.
- Contornear estructuras.
- Comparar con una imagen de referencia, o fijarla como nueva referencia.
- Usar la opción “Verificación de bloques” antes del tratamiento.
- Monitorizar el tratamiento en vivo.

Su uso tiene como condición la no irradiación de la electrónica marcada con una línea en el panel, lo que supone una limitación importante.

RESULTADOS

Para la puesta en marcha del detector, realizamos un test end-to-end con el torso de un maniquí antropomórfico.

La introducción del detector en sala de tratamiento, implicó modificar la geometría de la técnica. Se tuvo que pasar de una distancia fuente-paciente de 4 a 3,8 metros debido a la anchura del detector, que va colocado detrás de la mesa de TBI (Figura 1).

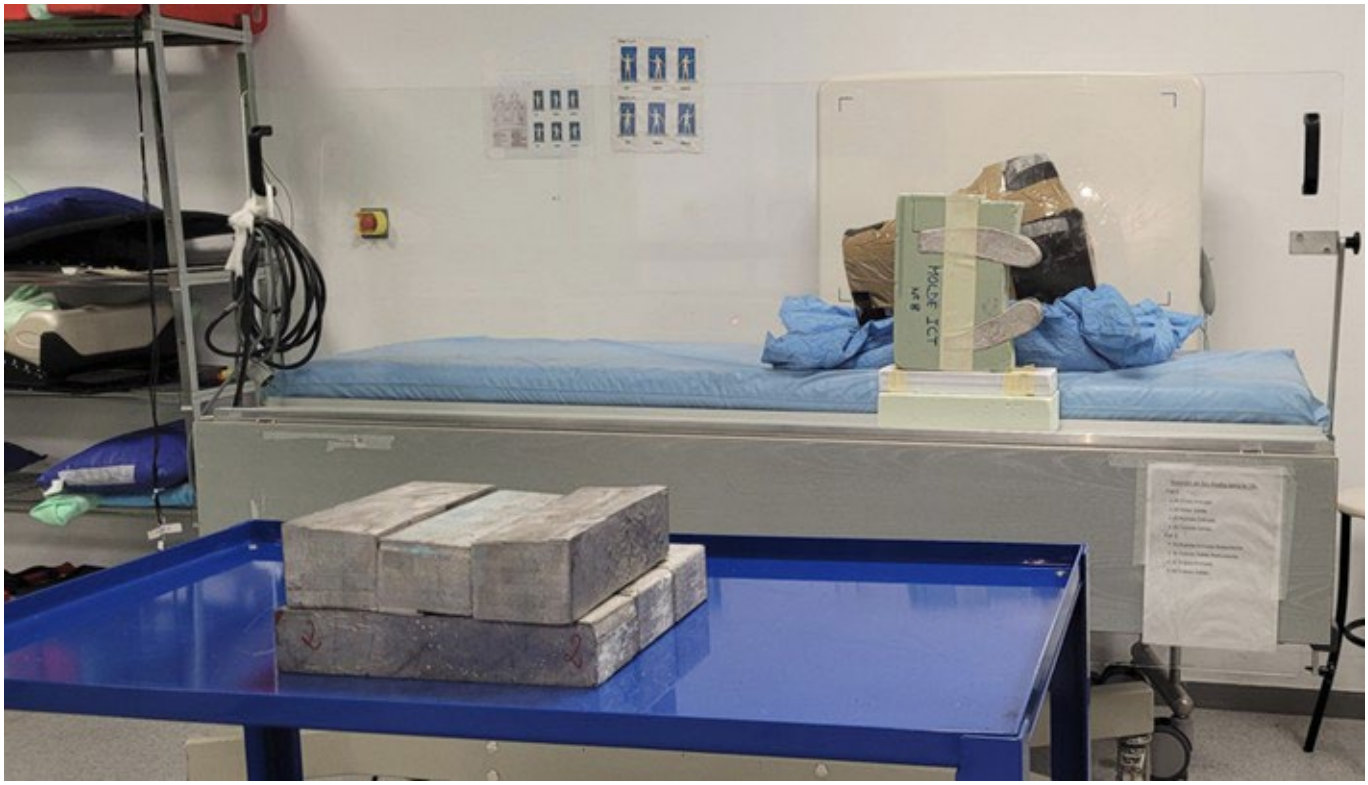


FIGURA 1: Montaje E2E

El blindaje de la electrónica resultó ser muy limitante. Ante la dificultad de realizarlo utilizando el MLC o las mordazas del acelerador debido a la geometría del tratamiento (campo abierto máximo), tuvimos que pensar un método alternativo. Para ello, se ideó un sistema de blindaje construido con bloques de cerrobend de espesor de 20 cm dispuestos sobre un carrito de altura tal que, al colocarlo a la salida del haz, permitiera cubrir toda la electrónica del detector (ver FIGURA 2).



FIGURA 2: Blindaje electrónica

CONCLUSIONES

El detector *Cnergy TBI* nos permite verificar de una forma sencilla y rápida el posicionamiento de los bloques de pulmones y la correcta posición del paciente. Tras la puesta en marcha, se estima un ahorro de tiempo considerable en la colocación de las protecciones pulmonares frente al uso de un CR, así como un mejor control en el posicionamiento del paciente.

La reducción en el tiempo de verificación del posicionamiento en un tratamiento de larga duración como es la irradiación de cuerpo total, repercute en el bienestar del paciente.

La monitorización in vivo durante el tratamiento, nos supone una mejora considerable de seguridad ante posibles movimientos del paciente.

COMPARATIVA CTS SINTÉTICOS GENERADOS POR ETHOS Y RAYSTATION DE UN MANIQUÍ CHEESE CON INSERTOS DE DISTINTAS DENSIDADES

Lorenzo Casas, E. (1); Granado Alonso, L. (2); Vicente Bernal, R. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Tenllado Baena, E. (1); Tartilán Buey, A. (1); García Repiso, S. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Salamanca; (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

La radioterapia adaptativa (ART) consiste en modificar el plan de radioterapia para considerar cambios anatómicos en el paciente. Esta modificación se realiza sobre un CT sintético (sCT) generado a partir de imágenes CBCT diarias.

En el Hospital Universitario de Salamanca disponemos de dos planificadores para realizar ART que generan sCT: Ethos (Varian) y RayStation (RaySearch). En este trabajo se comparan los sCT generados a partir de CBCTs de un maniquí en el que se intercambian insertos de distintas densidades y se evalúan las diferencias de densidad respecto al CT de planificación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó un maniquí cilíndrico de agua sólida conocido como Cheese Phantom, que dispone de insertos de distintas densidades. Se realizaron tres CTs de simulación: uno con todos los insertos equivalentes a agua, otro con dos insertos equivalentes a hueso y un tercero con dos insertos vacíos.

Ethos genera sCT mediante un registro deformable entre el CT de planificación y el CBCT diario, manteniendo las Unidades Hounsfield (UH) iniciales. Por su parte, RayStation cuenta con dos algoritmos: (1) CBCT corregido, que establece una curva de calibración entre niveles de intensidad de gris del CBCT y UH, y (2) CT virtual, que realiza un registro deformable entre el CT de planificación y el CBCT diario, conservando las UH del CT de planificación excepto en las zonas en las que no coincida la densidad con el CBCT.

Para cada uno de los CTs de simulación se planificó un tratamiento de IMRT en Ethos. Para simular modificaciones en el CT inicial se intercambiaron los insertos del maniquí y se siguió el workflow de adaptativa generando un sCT.

En RayStation se importaron los CBCT adquiridos y se generaron los dos tipos de sCT.

RESULTADOS

Al sustituir los insertos de agua por aire y viceversa, el sCT de Ethos no reflejó el cambio de densidad, mientras que los algoritmos de RayStation sí lo hicieron, aunque el CBCT corregido mostró artefactos y peor calidad de imagen que el CT virtual (fig.1). Al realizar el mismo proceso con insertos de agua y hueso, ni Ethos ni el CT virtual de RayStation reflejaron correctamente el cambio de densidad. Solo el CBCT corregido mostró alguna corrección, aunque con los mismos problemas de calidad de imagen (fig.2).

DISCUSIÓN

Ethos no corrige los cambios de densidad entre el CT de simulación y el CBCT diario en los casos estudiados. Por el contrario, los algoritmos de RayStation ofrecen correcciones de densidad más realistas. Aunque el cambio agua-hueso no se reproduce correctamente, este caso es menos frecuente en la práctica clínica. Es más común el cambio agua-aire, asociado a gases en el paciente.

CONCLUSIONES

Aunque Ethos está especializado en ART online mientras que RayStation utiliza el sCT para evaluar el plan en la nueva anatomía y decidir si es necesario realizar un nuevo plan de tratamiento con un nuevo CT de planificación, en ambos casos es fundamental conocer las limitaciones de los algoritmos utilizados en la ART para aplicarlos correctamente en la práctica clínica.

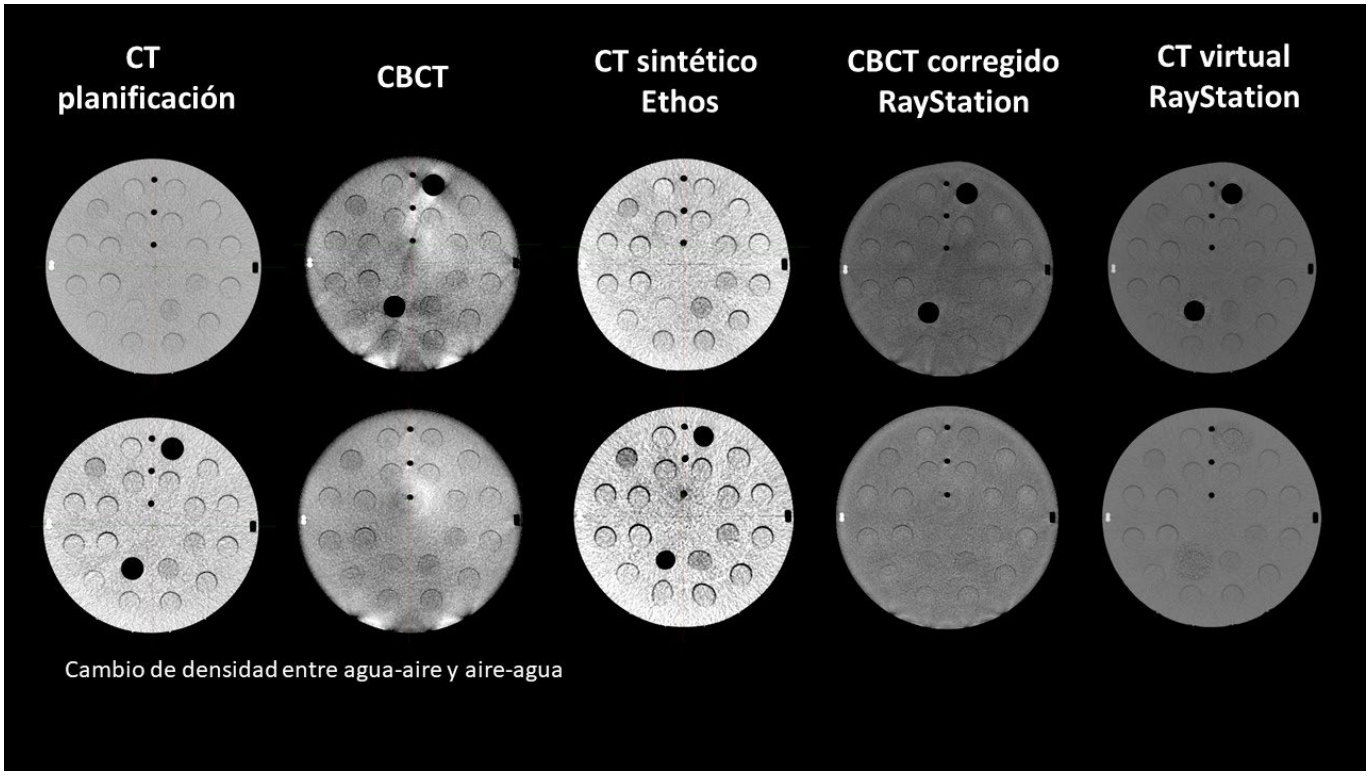


FIGURA 1

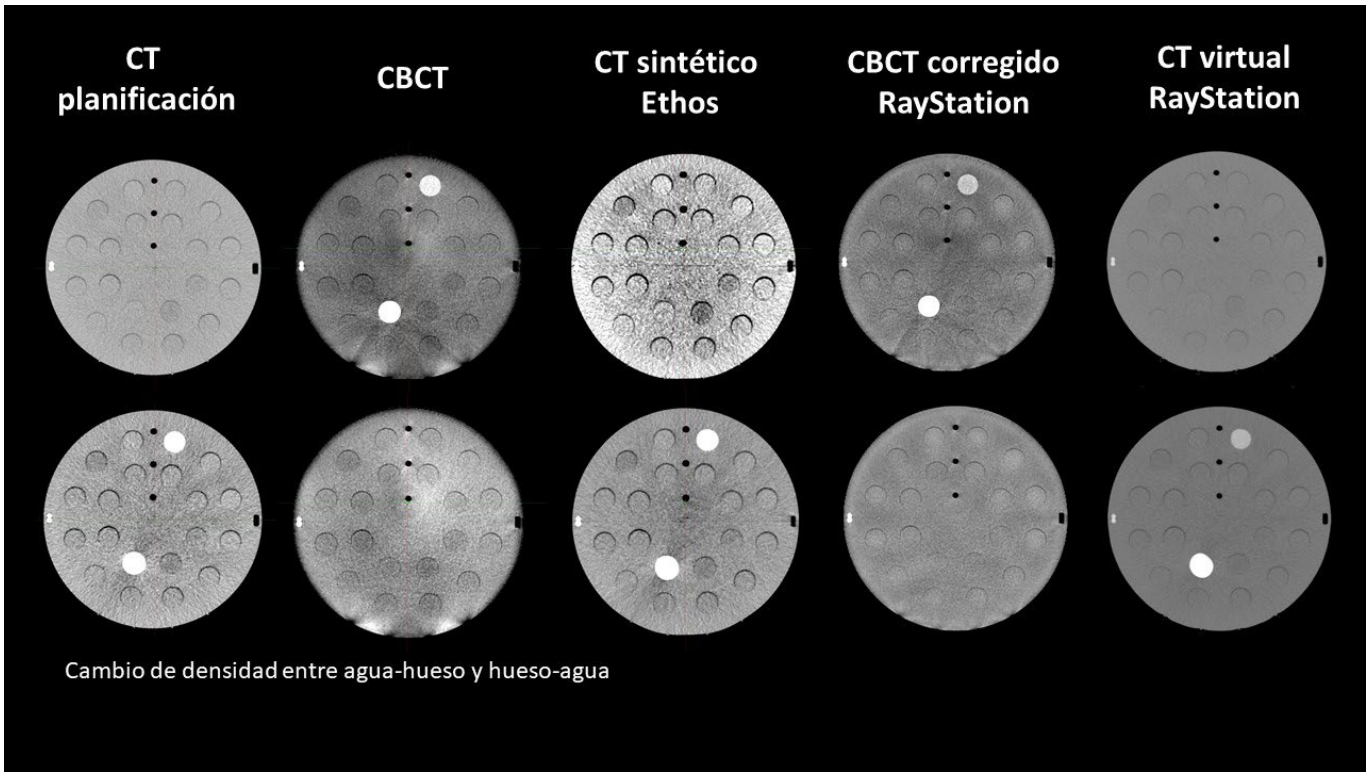


FIGURA 2

EVALUACIÓN DE UN SISTEMA DE CÁLCULO REDUNDANTE BASADO EN MONTE CARLO EN TRATAMIENTOS DE SBRT DE PULMÓN

Clemente Gutiérrez, F. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); García De Acilu Laá, M. P. (1); Pardo Pérez, E. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Forner Forner, Á. (1); Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Núñez Muñoz, J. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Rahmouni Alami Afazaz, S. (2)

(1) Hospital Universitario de Toledo; (2) Fundación del Hospital Nacional de Parapléjicos

INTRODUCCIÓN

Las verificaciones pretratamiento constituyen un pilar fundamental del control de calidad en radioterapia. Entre los procesos de control de calidad individualizado a paciente se encuentran, habitualmente, los sistemas basados en cálculos independientes respecto del sistema de planificación (TPS). Estos sistemas se basan en un cálculo redundante de la dosis del plan de tratamiento, tomando la información de los haces del TPS y el CT de simulación, y una posterior comparación de las matrices de dosis obtenidas en ambos casos. El sistema de cálculo independiente debe estar modelado empleando medidas del propio centro para establecer su incertidumbre de cálculo. Debido a la variedad de algoritmos y motores de cálculo disponibles, así como a posibles variaciones en el modelado de los haces, es habitual que los sistemas de cálculo redundante arrojen ligeras diferencias con respecto al TPS de referencia, que deben encontrarse dentro de la incertidumbre de cálculo tolerada. Esta situación puede ser de especial interés en presencia de grandes heterogeneidades y cambios de fase, como puede ser el caso del tejido pulmonar. El presente estudio muestra una comparativa entre los resultados del cálculo redundante realizado con una herramienta Monte Carlo y los cálculos realizados con el TPS para un conjunto de tratamientos de SBRT de pulmón.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los tratamientos de SBRT de pulmón fueron planificados empleando Eclipse y Acuros V16.1 (Varian, Palo Alto, USA), que resuelve la ecuación de transporte de Boltzmann. En total, se tomaron 10 casos de SBRT de pulmón. Como sistema de verificación redundante se empleó VeriQA (PTW, Freiburg, Germany), basado en el código Monte Carlo SciMoCa (Scientific RT). La unidad modelada en ambos casos es un TrueBeam STx, con el multiláminas HD120 MLC (Varian, Palo Alto, USA). Se compararon los resultados dosimétricos para volúmenes blanco (D_{med}, D_2, D_{98}) y para tejido sano (OARs) (D_{med} y D_2, excepto en pulmón, donde se reporta, adicionalmente, el V_{20}), expresando las diferencias porcentuales entre ambos sistemas como como promedio ± desviación estándar.

RESULTADOS

Los resultados se presentan en la TABLA 1. Las mayores discrepancias se observaron para D_{98} en el caso de volúmenes blanco (PTV; -1.38 ± 1.22 %) y para D_{med} y D_2 en pulmones (-1.75 ± 0.67 %) y esófago (2.05 ± 2.11 %), respectivamente. El resto de diferencias se encuentran por debajo del 2 % en todos los casos.

		ΔD_{med} (%)	ΔD_2 (%)	ΔD_{98} (%)	ΔV_{20} (%)
Volúmenes blanco	PTV	-0.15 ± 0.77	1.31 ± 1.23	-1.38 ± 1.22	
	ITV	-0.27 ± 0.77	0.33 ± 0.79	-0.90 ± 1.13	
	GTV	0.04 ± 0.42	0.49 ± 0.72	-0.35 ± 0.45	
Órganos de riesgo	Pulmones	-1.75 ± 0.67	-0.50 ± 0.87		-1.38 ± 1.22
	Corazón	-0.30 ± 2.07	0.17 ± 2.60		
	Aorta	-0.51 ± 0.95	0.19 ± 0.92		
	Esófago	-0.56 ± 1.19	2.05 ± 2.11		
	Médula	0.37 ± 0.91	1.35 ± 1.03		

Tabla1. Diferencias promedio de valores dosis-volumen para volúmenes blanco y órganos de riesgo en SBRT de pulmón, calculados con ambos sistemas.

DISCUSIÓN

Los resultados encontrados fueron compatibles con la literatura existente y con la incertidumbre de los valores esperados para este tipo de sistemas/verificaciones, teniendo en cuenta la distinta naturaleza de los algoritmos de cálculo empleados, las diferencias en el modelado de los haces, así como el entorno de cálculo (gran heterogeneidad, haces de pequeño tamaño).

CONCLUSIONES

Aunque la muestra resulta insuficiente, los resultados permiten argumentar un correcto desempeño del sistema de verificación redundante, en un entorno complejo como son los tratamientos de SBRT de pulmón.

ANÁLISIS DE LA ESTABILIDAD DEL ISOCENTRO DEL SISTEMA DE IMAGEN EXACTRAC DE BRAINLAB

Tato De Las Cuevas, F. (1); Piqueras Guardiola, F. (2); Ribot Hernández, I. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias; (2) Hospital Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es analizar la estabilidad del isocentro del sistema de imagen de Rayos X del sistema Exactrac Dynamic (RxETD) (Brainlab AG) en un acelerador Truebeam STX (Varian Medical Systems).

MATERIAL Y MÉTODOS

Con una periodicidad mensual y antes de cada procedimiento de Radiocirugia, se verifica la coincidencia del isocentro del sistema RxETD con el isocentro de Radiación (IR) del acelerador.

Se emplea el maniquí Ruby con el inserto System QA (PTW Freiburg GmBH), con un BB (Ball Bearing) en el centro del mismo. Se centra en el isocentro de RxETD. Se realiza un test de Winston-Lutz y se analiza con la plataforma Suncheck SNC Machine (Sun Nuclear Corporation). Se obtienen las distancias entre el isocentro del RxETD y el IR en las tres direcciones del espacio.

Se obtiene también la coincidencia del isocentro del sistema de imagen CBCT respecto al IR.

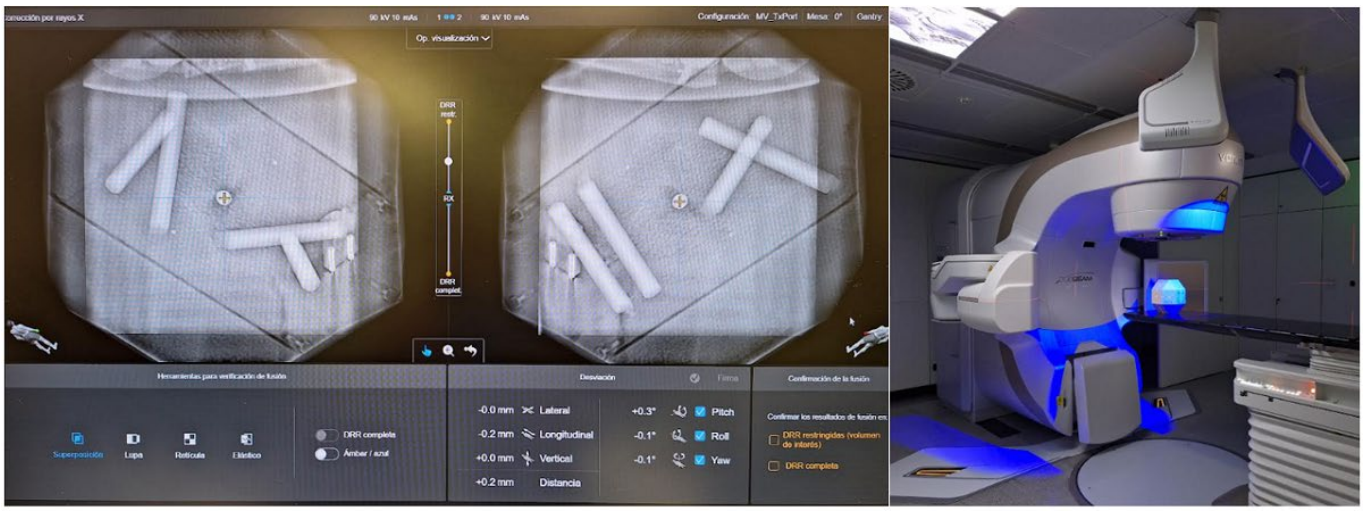


Fig.1. Obtención de imágenes y posicionamiento del Maniquí Ruby en el isocentro del Exactrac.

Fig 1

Si la diferencia en cualquiera de las 3 direcciones del espacio es mayor a 0,7 mm o el vector resultante es mayor a 1 mm se realiza una calibración de la posición del isocentro del RxETD para hacer coincidir de manera exacta ambos isocentros.

RESULTADOS

A lo largo de 10 meses se realizan un total de 24 verificaciones y 4 calibraciones del isocentro del RxETD. Estas calibraciones han tenido lugar por la detección de desviaciones > 1 mm en el vector resultante (Fig. 2).

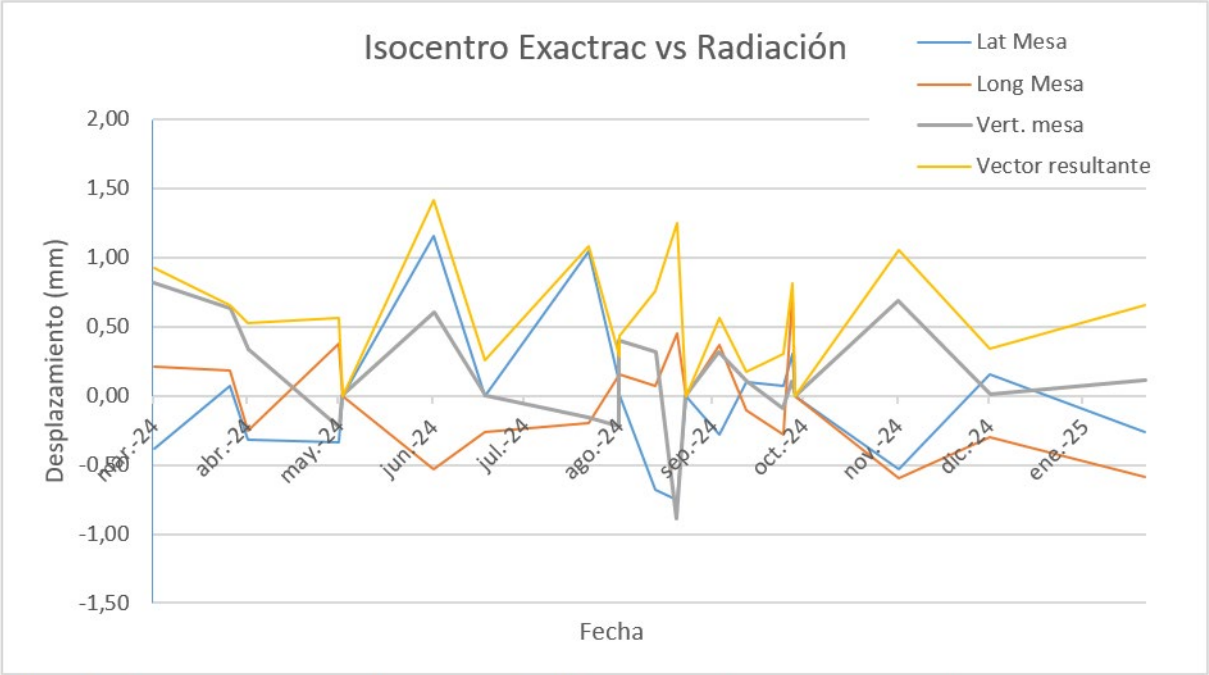


Fig. 2. Distancias entre el isocentro del RxETD y el isocentro de radiación en las tres direcciones del espacio y su vector resultante.

Fig 2

Los resultados de la coincidencia del isocentro del sistema de imagen CBCT con el IR siempre se encuentran por debajo de 0,7 mm.

DISCUSIÓN

La coincidencia del isocentro del sistema de imagen CBCT con el isocentro de radiación se ha encontrado siempre en tolerancia a lo largo de todo el período.

Se han producido 4 desviaciones fuera de tolerancia sin tener una progresión previa, es decir, han sido repentinas. Tras conversaciones con la casa comercial no suele ser habitual la necesidad de calibraciones del isocentro de radiación del Exactrac con tanta frecuencia como la detectada (4 en un intervalo de 3 meses) y de dicha magnitud (más de 1 mm).

El hecho de que el CBCT es un sistema de imagen integrado en el acelerador, hace pensar en que las discrepancias entre iso RxETD y radiación sean debido a movimientos no correlacionados de acelerador y techo y paredes (donde se instalan los

paneles y tubos de Rx del Exactrac). Se contempla que un posible motivo de las desviaciones iso RxETD-IR sean ocasionadas por pequeñas colisiones con los paneles de Rx del Exactrac o bien pequeños movimientos o asentamientos en el bunker como causa posible de movimientos sísmicos.

CONCLUSIONES

Debido a las magnitudes detectadas en la coincidencia de los isocentros de RxETD y radiación, se considera de vital importancia aumentar la frecuencia de la verificación, y la realización previa a procedimientos de alta precisión como la Radiocirugia.

EVALUACIÓN LONGITUDINAL DE LA PRECISIÓN GEOMÉTRICA EN LAS IMÁGENES MRI EN UN MR-LINAC UNITY

Yang, G. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Sánchez López, R. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); De La Monja Rey, P. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz (Madrid)

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Las imágenes de resonancia magnética (MRI) presentan una distorsión inherente debido a la no homogeneidad del campo magnético, la no linealidad de los gradientes y las posibles distorsiones del campo magnético por la propia presencia del paciente. Puesto que en un sistema MR-Linac la planificación de los tratamientos se basa en las imágenes RM, se debe cuantificar con periodicidad la precisión geométrica espacial del sistema. El objetivo de este trabajo es mostrar un método basado en el estándar NEMA para cuantificar la distorsión geométrica, así como estudiar su estabilidad en el tiempo.

MATERIALES Y MÉTODOS

El estudio se realizó en un sistema MR-Linac Unity, que tiene integrado una resonancia magnética Philips de 1.5 T. Se empleó un maniquí para CC geométrico 3D formado por 7 placas planas semicirculares de diámetro 500 mm y que abarcan una longitud total de 330 mm. Las placas contienen marcadores de cápsulas de aceite que están separadas 25 mm.

Se realizó una adquisición con secuencia de gradiente de eco tridimensional de campo rápido equilibrado en estado estacionario ponderada en T1. Se midió la diferencia de posición entre los marcadores físicos y observados para diferentes valores de diámetro de volumen esférico (DSV): 200, 300, 400, 500 mm.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se descartó el 2% de marcadores en cada DSV para evitar un sesgo por los marcadores que se encontraban en el borde del DSV y no eran completamente visibles. Las desviaciones se representaron en un mapa de distorsiones, Fig.1, y se encontraron que las máximas discrepancias estaban en la dirección anteroposterior. Además, se encontró que las distorsiones no eran necesariamente simétricas. En concreto, en la dirección izquierda-derecha, los marcadores de la derecha estaban más separados del isocentro que en la realidad, en contraste con los del lado izquierdo, que se encontraban más próximos.

Por otra parte, se observó que la distorsión geométrica es un parámetro que se mantiene estable a lo largo del tiempo. Fig. 2. La dirección con mayores desviaciones registradas es la anteroposterior, donde se esperan mayores incertidumbres por cómo es la colocación del maniquí sobre la mesa y, en mayor medida, por cómo son las líneas del campo magnético en esta dirección. De hecho, a medida que el volumen de análisis aumenta, los valores de las distorsiones medidas en las tres direcciones se van separando más; reflejándose que la variación del campo magnético en las direcciones anteroposterior e izquierda-derecha son significativamente mayores que en la dirección craneocaudal.

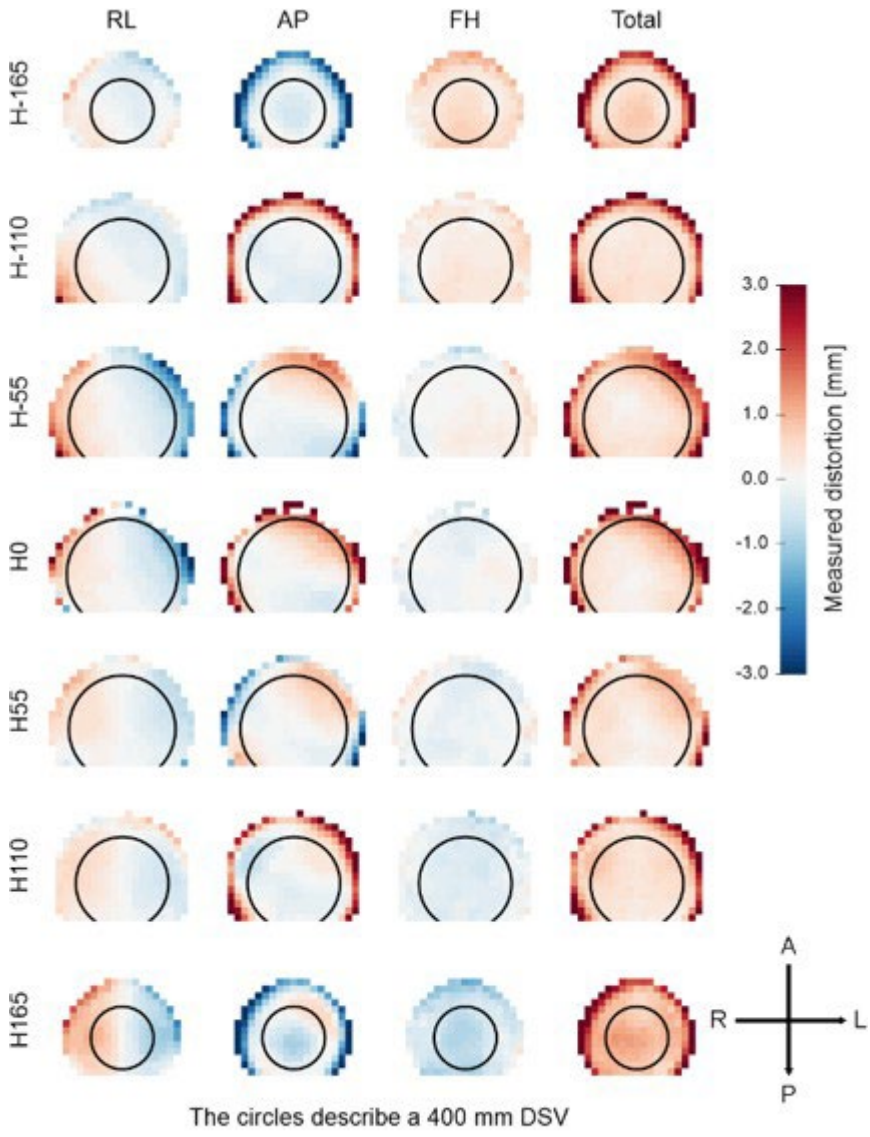


Fig. 1. Mapa de distorsiones para DFV=400 mm.

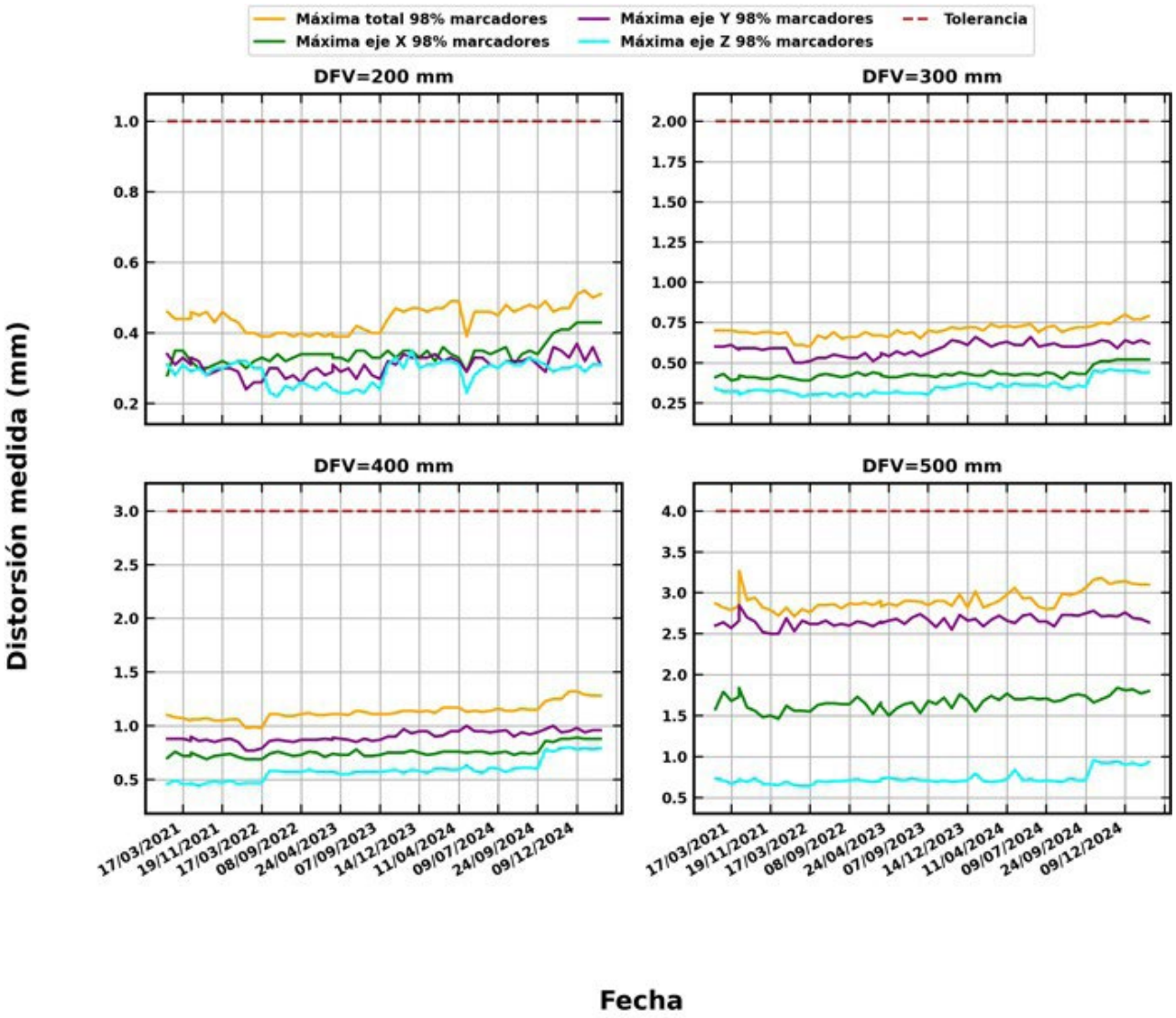


Fig. 2. Estabilidad en el tiempo de la distorsión geométrica.

CONCLUSIONES

La distorsión en las imágenes RM es un parámetro que se debe analizar mensualmente ya que las planificaciones en un MR-Linac se basan en éstas. Se trata de un parámetro que presenta poca variación temporal y se mantiene dentro de las tolerancias del fabricante. Si existiesen mayores discrepancias, hay que considerar la posible expansión térmica de los marcadores del maniquí. Por último, es de esperar que existan más inconsistencias en la dirección anteroposterior y que las desviaciones aumenten con el volumen a tratar.

TEST DE WINSTON LUTZ FUERA DE EJE PARA SRS MULTIOBJETIVO DE ISOCENTRO ÚNICO

Torres Arroyo, I. (1); Carrasco Herrera, M. A. (1); Sánchez Esperón, J. (1); Luis Simon, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

Los avances tecnológicos han posibilitado el tratamiento simultáneo de múltiples lesiones en la radiocirugía estereotáctica (SRS) mediante un único isocentro. El estándar aceptado para SRS exige que las desviaciones isocéntricas según la prueba de Winston-Lutz (WL) sean inferiores a 0,75 mm en promedio (T.D.Solberg et al.). Sin embargo, la precisión podría variar con el incremento

de la distancia fuera del eje. Este trabajo propone analizar el aumento de dichas desviaciones en posiciones alejadas del isocentro considerando además las posibles rotaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Este estudio se llevó a cabo utilizando un acelerador lineal Varian TrueBeam v.3 equipado con un MLC HD120. Se empleó el maniquí de Winston-Lutz (WL) de BRAINLAB para realizar las pruebas, las cuales fueron analizadas mediante el software SunCHECK de Sun Nuclear y los planes de tratamiento se diseñaron mediante Eclipse v.16. El posicionamiento al isocentro se ajustó utilizando el sistema de imagen Kv-Kv del TrueBeam. Se evaluaron las desviaciones del isocentro en posiciones desplazadas 3, 5 y 7 cm respecto al isocentro en un solo eje y aplicándolas posteriormente a todos los ejes. Además, se analizaron las desviaciones del isocentro para dichas posiciones, incluyendo inclinaciones de 0,5° y 1° en el cabeceo, balanceo y rotación de mesa.

RESULTADOS

Los resultados presentados en la FIGURA 1 muestran los desplazamientos traslacionales fuera del isocentro, evaluados tanto para un eje como para todos los ejes. Aunque se observa un aumento en las desviaciones con la distancia, estas permanecen dentro de los límites de tolerancia.

En la FIGURA 2, al combinar traslaciones con rotación en algún eje, el incremento de las desviaciones excede las tolerancias, siendo mayor con rotaciones de 1°. Estas desviaciones se intensifican al incluir los tres ejes de rotación. Se observa que las desviaciones del isocentro superan los 0,75 mm cuando los desplazamientos exceden los 5 cm con rotaciones de 0,5° o los 3 cm con rotaciones de 1°.

		WL con movimiento en un solo eje				WL con movimiento en los tres ejes de la mesa			
	isocentro	3 cm	5 cm	7 cm	9 cm	3 cm	5 cm	7 cm	9 cm
Maximum delta 2D (mm)	0,52	0,55	0,49	0,69	0,75	0,45	0,48	0,61	0,65
Maximum total delta 2D (mm)	0,59	0,6	0,54	0,72	0,81	0,5	0,55	0,72	0,75
3D X offset (mm)	-0,01	-0,09	-0,01	0,13	0,32	-0,17	-0,11	-0,12	0,15
3D Y offset (mm)	0,25	0,17	0,15	0,24	0,27	0,25	0,11	0,5	0,47
3D Z offset (mm)	0,01	-0,02	-0,02	0,06	-0,05	-0,37	-0,32	-0,39	-0,42

Tabla 1. Resultados de WL para desviaciones traslacionales del isocentro

	WL con movimiento traslacional en un solo eje			WL con movimiento traslacional en los tres ejes de la mesa					
Movimiento rotacional de 0,5 °	3 cm + roll	5 cm + roll	7 cm + roll	3 cm + roll	5 cm + roll	7 cm + roll	3 cm + roll + pitch + yaw	5 cm + roll + pitch + yaw	7 cm + roll + pitch + yaw
Maximum delta 2D (mm)	0,56	0,84	0,96	0,7	0,68	1	0,64	1,28	1,75
Maximum total delta 2D (mm)	0,67	0,92	0,97	0,9	0,85	1,35	0,74	1,48	1,92
3D X offset (mm)	-0,05	-0,07	0,03	-0,05	0,19	0,31	0,22	0,55	1,04
3D Y offset (mm)	0,03	0,01	0,15	0,69	0,51	0,88	0,21	-0,4	-0,41
3D Z offset (mm)	-0,41	-0,66	-0,78	-0,56	-0,63	-0,93	-0,28	-0,22	-0,18
Movimiento rotacional de 1 °	**3 cm + roll**	**5 cm + roll**	**7 cm + roll**	**3 cm + roll**	**5 cm + roll**	**7 cm + roll**	**3 cm + roll + pitch + yaw**	**5 cm + roll + pitch + yaw**	**7 cm + roll + pitch + yaw**
Maximum delta 2D (mm)	0,88	1,27	1,62	0,84	1,15	1,5	1,41	2,64	3,48
Maximum total delta 2D (mm)	0,95	1,31	1,63	1,09	1,27	1,77	1,57	2,83	3,72
3D X offset (mm)	-0,04	-0,09	0,05	0,23	0,67	0,89	0,86	1,49	2,13
3D Y offset (mm)	0	0,01	0,16	0,65	0,51	0,81	-0,29	-1,25	-1,5
3D Z offset (mm)	0,72	-1,8	-1,39	-0,84	-1,03	-1,5	-0,27	-0,18	-0,12

Tabla 2. Análisis de WL para desviaciones rotacionales + traslacionales del isocentro

DISCUSIÓN

Aunque las traslaciones en tres grados de libertad no presentan diferencias fuera de tolerancia respecto a las de un solo eje, sí se observa un incremento considerable de las desviaciones al incluir algún eje de rotación. Además, estas desviaciones son más críticas si se consideran más de un eje de rotación. Estos hallazgos destacan la importancia de mejorar la inmovilización del paciente o considerar la ampliación de los márgenes del PTV en tratamientos donde se presenten rotaciones significativas o configuraciones alejadas del isocentro.

CONCLUSIÓN

Las desviaciones isocéntricas aumentan con la distancia al eje y las rotaciones, siendo más críticas las rotaciones que las traslaciones. En configuraciones extremas, superan las tolerancias aceptadas para SRS. Es importante optimizar la inmovilización del paciente o ampliar los márgenes del PTV en casos con inclinaciones o posiciones alejadas del isocentro, minimizando así errores en la entrega de dosis.

EVALUACIÓN Y VERIFICACIÓN DEL SISTEMA DE IMAGEN DE EXACTRAC DYNAMIC

Torres Arroyo, I. (1); Carrasco Herrera, M. A. (1); Sánchez Esperón, J. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

En radioterapia estereotáctica craneal (SRS), el uso de tratamientos no coplanares es un estándar, por lo que garantizar la inmovilización en las rotaciones de mesa es fundamental. La prueba de Winston Lutz (WL) establece tolerancias de ≤0,75 mm en promedio y 1 mm como máximo para asegurar la precisión del isocentro de tratamiento. El sistema Exactrac Dynamic (EXTD) v.1.1 de BRAINLAB combina seguimiento óptico, térmico y rayos X estereoscópicos para detectar desviaciones respecto al isocentro mediante dos tipos de calibraciones. Este estudio analizará, a través de la prueba de WL, la efectividad de ambas calibraciones y evaluará si la corrección de mesa mediante EXTD contribuye a mejorar la precisión del tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Este estudio se realizó con un acelerador lineal Varian TrueBeam v.3 equipado con un MLC HD120. Se utilizó el maniquí Winston-Lutz (WL) de BRAINLAB, y los datos se analizaron con el *software* SNC Machine v.1.8.1 de Sun Nuclear. El posicionamiento del maniquí de WL se ajustó mediante imágenes RX estereoscópicas de EXTD a partir de dos métodos de calibración: *isocenter calibration*, con el maniquí *DailyCheck* de EXTD ajustado mediante el sistema de láser del Truebeam, y *radiation-isocenter calibration*, con el maniquí WL ajustado mediante imágenes planares ortogonales Kv-Kv del Truebeam.

RESULTADOS

La Figura 1 muestra los resultados de la prueba de WL utilizando dos sistemas de calibración, con y sin la aplicación correcciones de mesa. Se observa que la calibración *Radiation-Isocenter*, realizada con el maniquí de WL, proporciona resultados más precisos en comparación con la calibración Isocenter, efectuada con el maniquí *DailyCheck*, cuyos valores pueden incluso superar la tolerancia para SRS. Además, en ambos métodos de calibración, las desviaciones se observan principalmente en los campos con rotación de mesa, que se reducen notablemente cuando se aplican correcciones de posicionamiento a través del sistema estereoscópico de EXTD.

			Cal. "Isocenter calibration" Exactrac	Cal "Isocenter calibration" Exactrac con corrección mesa	Cal "Radiation-Isocenter calibration"	Cal "Radiation-Isocenter calibration" con corrección mesa
Maximum delta 2D (mm)			0,81	0,54	0,47	0,47
Maximum total delta 2D (mm)			0,81	0,74	0,52	0,52
3D X offset (mm)			0,42	0,23	-0,03	0
3D Y offset (mm)			-0,2	-0,06	0,03	0,06
3D Z offset (mm)			0,03	0,03	0,07	0,07
Colimador	Gantry	Mesa				
0	0	0	0,55	0,55	0,19	0,19
0	90	0	0,14	0,14	0,19	0,19
0	270	0	0,17	0,17	0,31	0,31
0	180	0	0,32	0,32	0,52	0,52
0	0	270	0,21	0,6	0,31	0,18
0	0	315	0,74	0,54	0,28	0,18
0	0	90	0,62	0,37	0,38	0,23
0	0	45	0,81	0,47	0,35	0,16
45	0	0	0,39	0,39	0,11	0,11
90	0	0	0,51	0,51	0,23	0,23
270	0	0	0,74	0,74	0,45	0,45
315	0	0	0,57	0,57	0,32	0,32

Tabla 1. Resultados WL ajustado para cada sistema de calibración.

DISCUSIÓN

La calibración Radiation-Isocenter, realizada con el maniquí de WL, mostró una mayor precisión en comparación con la calibración Isocenter con el maniquí *DailyCheck*, cuyos valores pueden superar las tolerancias establecidas para SRS. Además, la principal desviación se observa en las rotaciones de mesa, pero esta se corrige de manera efectiva mediante el uso de rayos X estereoscópicos. La aplicación de correcciones de mesa mediante el sistema estereoscópico de EXTD redujo considerablemente estas desviaciones,

destacando la importancia de esta tecnología para optimizar el posicionamiento del paciente y minimizar los errores durante el tratamiento.

CONCLUSIÓN

Los hallazgos de este estudio evidencian que la calibración *Radiation-Isocenter*, junto con la aplicación de correcciones de mesa mediante EXTD, permite alcanzar un posicionamiento más preciso y dentro de las tolerancias establecidas para SRS.

USO DEL IQM EN FRACTION QA

Velasco Román, J. (1); Gorun, C. (1); Jiménez Feltström, D. (2)
(1) GenesisCare Málaga; (2) GenesisCare Vithas Xanit

INTRODUCCIÓN

El control diario de los tratamientos radioterápicos es un componente esencial para garantizar la administración precisa y segura de la dosis planificada en cada sesión. Este tipo de controles aporta una capa adicional de seguridad al verificar la dosis impartida en tiempo real, minimizando errores y asegurando la calidad del tratamiento. El Integral Quality Monitor (IQM), diseñado inicialmente para controles pretratamiento, ha mostrado ser una herramienta eficaz para realizar un seguimiento continuo de los parámetros dosimétricos durante las sesiones clínicas, permitiendo detectar y corregir desviaciones.

OBJETIVO

Evaluar el uso del IQM como herramienta para realizar el control dosimétrico en todas las sesiones de tratamiento radioterápico, garantizando la identificación temprana de discrepancias y su corrección sin comprometer la continuidad del tratamiento.

MÉTODOS

La integración del IQM como sistema de fraction QA requirió la creación de un nuevo modelo del acelerador Elekta Versa HD, que incluyera las modificaciones ocasionadas por la presencia del detector, y su posterior validación.

El software del detector genera un informe del tratamiento diario y un resumen de las sesiones realizadas hasta el momento, en él se muestran los niveles de vigilancia y alarma aplicados, así como los resultados de los análisis.

Durante los tratamientos aparecen señales luminosas y sonoras si se supera cualquiera de los límites establecidos.

RESULTADOS

Durante un período de cuatro años, se analizaron datos de más de 2.000 pacientes tratados en 20.000 fracciones. En cada sesión, el IQM registró en tiempo real parámetros como el output del acelerador, la simetría del haz y el posicionamiento del colimador, comparándolos con los valores planificados.

DISCUSIÓN

El IQM demuestra una alta sensibilidad para identificar variaciones diarias en el output del acelerador. Aunque el sistema no interrumpe automáticamente la irradiación, las alarmas generadas permiten revisar y corregir las desviaciones antes de que afecten al tratamiento. La implementación del IQM permite la detección de anomalías y proporciona datos consistentes para el análisis retrospectivo, contribuyendo a la optimización de los protocolos clínicos.

El uso del IQM como herramienta de control dosimétrico en cada fracción de los tratamientos radioterápicos ofrece beneficios clave, su capacidad para monitorear parámetros críticos en tiempo real refuerza la seguridad del paciente y asegura la precisión en la administración de dosis, fomentando la implementación de prácticas más eficientes.

CONCLUSIÓN

El IQM es una herramienta innovadora y efectiva para el control diario de tratamientos radioterápicos. Su capacidad para detectar desviaciones en tiempo real garantiza la calidad y seguridad estableciendo un nuevo estándar.

IQM

IQM Patient Plan Daily Report

1/14/2025

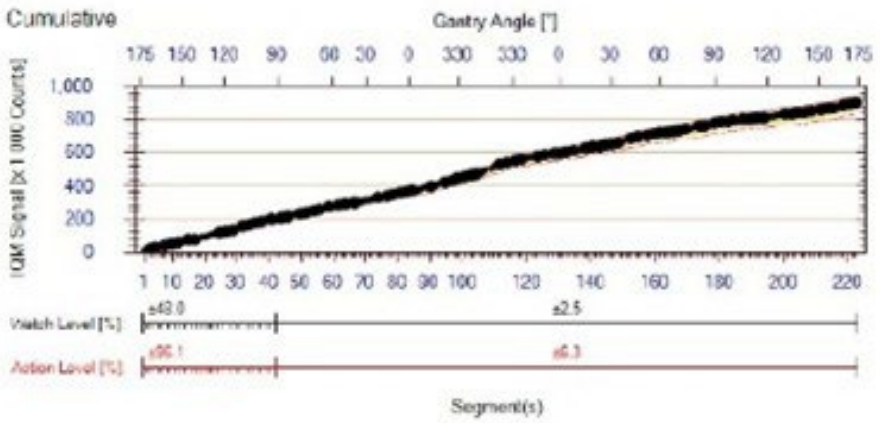
Evaluation Details for Field 1.4 - Vmat

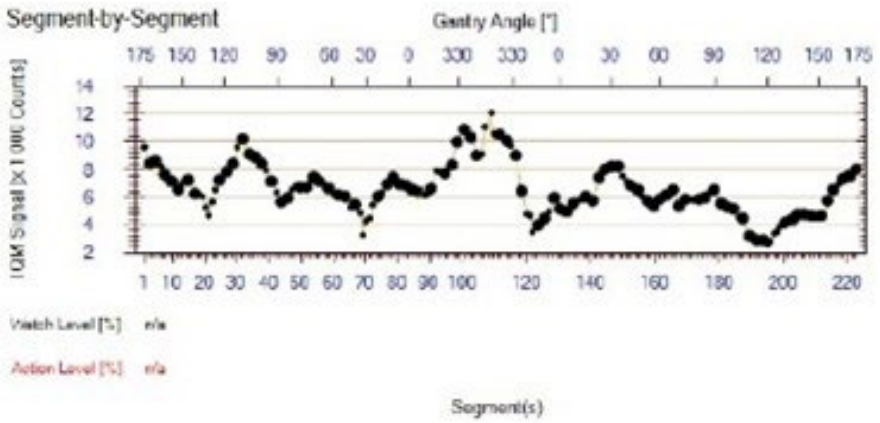
Field Details			
Field Description	Arco 1.4	Beam Energy [MV]	6
Field MU / Fraction	920.9	Gantry Angle Span [°]	175.0
# Control Points	224	Reference Type	Calculation
# Segment Groups	138	Reference Date	12/12/2024 1:48:50 PM

Treatment Details				
Session #	Treatment Time	Detector Serial	Treatment Machine	DOC Factor
1	08:13:05 - 08:16:17	0801101302	VERMLG4596	1.0000

Monitoring Status	Complete (Segment Identification Mode: Linac Data)
Monitoring Event	None

Field Evaluation Results					
Total Deviation [%]	Cumulative Watch SPR [%]	Cumulative Action SPR [%]	Seg-by-Seg Watch SPR [%]	Seg-by-Seg Action SPR [%]	Overall Field Result
+1.7	100	100	N/A	N/A	Pass





Report created on 1/14/2025 8:27 AM
Report created by Reporter.WindowsService v1.10.10.8 (r21874)

iRT Systems GmbH, **www.i-rt.de**
Page 3 of 3

IQM

IQM Patient Plan Summary Report

Patient Details	
Name	
Patient ID	
Date Of Birth	5/18/1945
Gender	Male

Plan Details	
Plan Name	HN
Field IDs	1.4
Technique	Vmat
Planned MU	920.9
Planned Fractions	20

December 2024

Monday	Tuesday	Wednesday	Thursday	Friday	Saturday	Sunday
9	10	11	12 +1.1 **Pass** C 100/--	13	14	15
16 +2.1 **Watch** C 92/--	17 +1.1 **Pass** C 100/--	18 +1.3 **Pass** C 100/--	19 +1.3 **Pass** C 100/--	20 +1.2 **Pass** C 100/--	21	22
23	24 +1.2 **Pass** C 100/--	25	26 +1.2 **Pass** C 100/--	27 +1.2 **Pass** C 100/--	28	29
30 +1.3 **Pass** C 100/--	31 +1.1 **Pass** C 100/--					

January 2025

Monday	Tuesday	Wednesday	Thursday	Friday	Saturday	Sunday
		1	2 +1.2 **Pass** C 100/--	3 +1.5 **Pass** C 100/--	4	5
6	7 +1.0 **Pass** C 100/--	8 +2.1 **Pass** C 95/--	9 +2.3 **Watch** C 82/--	10 +1.1 **Pass** C 100/--	11 +1.4 **Pass** C 100/--	12
13 +1.3 **Pass** C 100/--	14 +1.7 **Pass** C 100/--					

Legend	
Date of Session	Cumulative deviation [%]
Pass / Watch / Action	
Reference Type	Watch Cumu. / Sb5 SPR [%]
	or Action Cumu. / Sb5 SPR [%]*

*) Action SPRs are displayed in place of Watch SPRs if any Action SPR fails, resulting in "Action" outcome for the day.

Report created on 1/14/2025 8:27 AM
Report created by Reporter.WindowsService v1.10.10.8 (r21874)

iRT Systems GmbH, **www.i-rt.de**
Page 1 of 3

IMPLEMENTACIÓN DEL IQM EN FRACTION QA

Velasco Román, J. (1); Barbosa Chaves, A. (2); Gorun, C. (1); Jiménez Feltström, D. (3)
(1) GenesisCare Málaga; (2) GenesisCare Andalucía; (3) GenesisCare Vithas Xanit

INTRODUCCIÓN

El control diario de los tratamientos radioterápicos es un componente esencial para garantizar la administración precisa y segura de la dosis planificada en cada sesión. Este tipo de controles aporta una capa adicional de seguridad al verificar la dosis impartida en tiempo real, minimizando errores y asegurando la calidad del tratamiento. Una vez verificada por otros equipos del grupo GenesisCare la fiabilidad del Integral Quality Monitor (IQM) en su faceta de control dosimétrico pretratamiento realizando un seguimiento continuo durante la irradiación, el Physics Leader Forum (PLF) decide explorar su uso durante cada fracción del tratamiento.

OBJETIVO

Evaluar el proceso de implantación del IQM como herramienta para de control dosimétrico en todas las fracciones del tratamiento radioterápico, garantizando la identificación temprana de discrepancias y su corrección sin comprometer la continuidad del tratamiento.

MÉTODOS

La integración del IQM como sistema de QA en cada fracción requiere la creación de un nuevo modelo del acelerador Elekta Versa HD que incluya las modificaciones en la fluencia de la radiación debidas a la presencia del detector.

Se crearon dos versiones, un modelo completo basado en las medidas realizadas con cuba de agua de los parámetros habituales: ddp, perfiles, ... y otro más simple que incluye la influencia del detector directamente en los factores de campo. En ambos casos se construyeron modelos para las energías de 6MV y 6FFF, utilizando las herramientas del planificador para su validación.

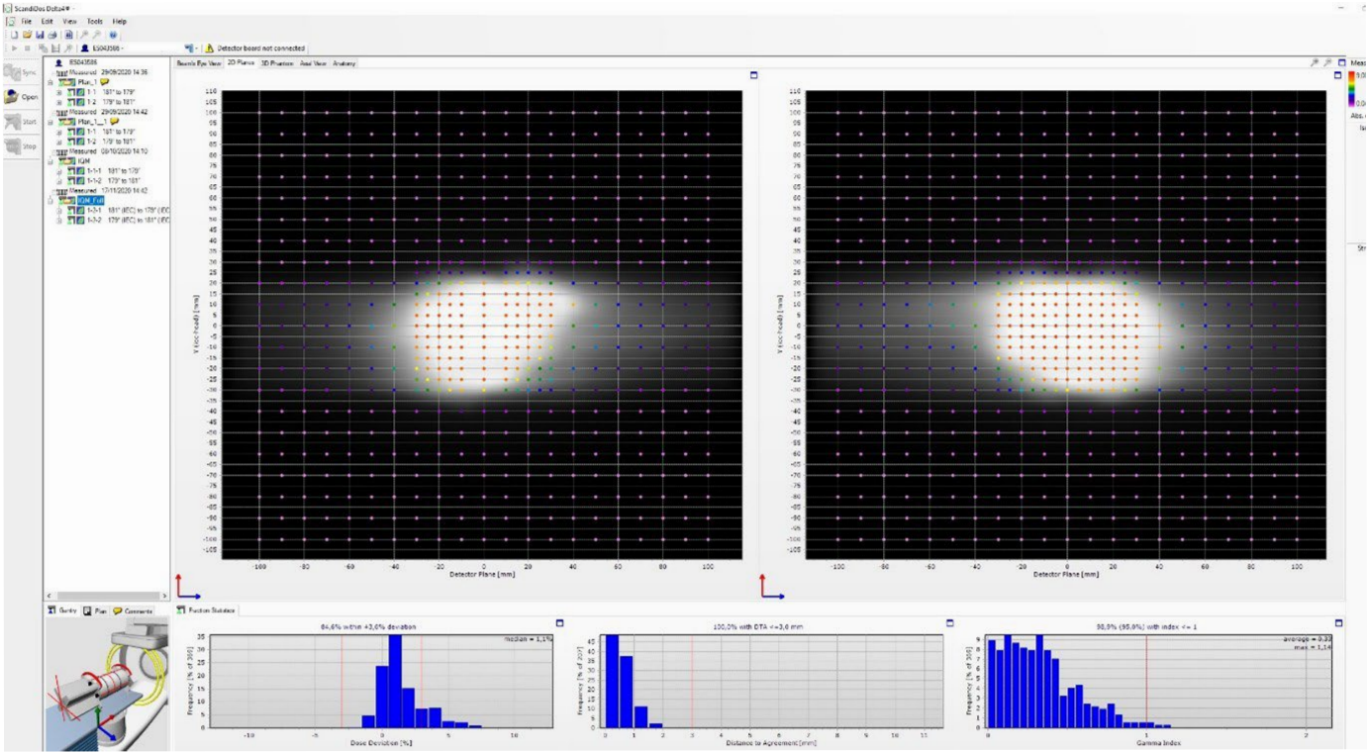
Una vez creados y validados los modelos, se seleccionaron pacientes con distintas patologías y se calcularon planes VMAT.

RESULTADOS

INSTRUMENTACION:
Cámara: PTW 3D TM31021 NS141983
Electrómetro: UNIDOS WEBLINE
Barómetro: Gometrics, T210-101A2, NS: 25391
Termómetro con sonda: Fluke 51-2
Maniquí: Agua sólida
SSD: 90 cm (9,5cm + placa camara + 13,5cm = 25cm total)

6FFF

Nº Historia	Calculated (cGy)			Measured (Carga)			Measured (cGy)			%Diff			Measured Normalized (cGy)			%Diff		
	Arco 1	Arco 2	Total	Arco 1	Arco 2	Total	Arco 1	Arco 2	Total	Arco 1	Arco 2	Total	Arco 1	Arco 2	Total	Arco 1	Arco 2	Total
ES042654 Prostata	143	153,8	296,8	2,406	2,63	5,036	142,5	155,7	298,2	-0,38%	1,23%	0,46%	142,4	155,6	298,0	-0,46%	1,16%	0,39%
ES042315 Prostata	151,6	160,3	311,9	2,573	2,68	5,253	152,3	158,7	311,0	0,49%	-1,02%	-0,28%	152,2	158,6	310,8	0,41%	-1,10%	-0,36%
ES043586 Prostata	370,2	356,3	726,5	6,25	6,05	12,3	370,1	358,2	728,3	-0,04%	0,54%	0,25%	369,8	357,9	727,7	-0,11%	0,46%	0,17%
ES045436 Prostata	386,5	464,1	850,6	6,45	7,85	14,3	381,9	464,8	846,7	-1,20%	0,15%	-0,46%	381,6	464,4	846,1	-1,28%	0,07%	-0,54%
ES048052 Prostata	365,5	419,4	784,9	6,171	7,125	13,3	365,4	421,9	787,3	-0,03%	0,59%	0,30%	365,1	421,6	786,7	-0,11%	0,51%	0,22%
ES048054 Prostata	446,9	365,7	812,6	7,51	6,25	13,76	444,7	370,1	814,7	-0,50%	1,18%	0,26%	444,3	369,8	814,1	-0,58%	1,10%	0,19%
ES045817 Prostata	351,8	453,9	805,7	5,897	7,713	13,61	349,2	456,7	805,8	-0,76%	0,61%	0,02%	348,9	456,3	805,2	-0,83%	0,53%	-0,06%
ES053578 Prostata	134,9	162,3	297,2	2,288	2,773	5,061	135,5	164,2	299,7	0,42%	1,15%	0,82%	135,4	164,1	299,4	0,35%	1,08%	0,75%
ES042886 Femur	191,5	242,9	434,4	3,229	4,187	7,416	191,2	247,9	439,1	-0,16%	2,02%	1,07%	191,0	247,7	438,8	-0,24%	1,95%	1,00%
ES042886 Lumbar	242,1	151,2	393,3	4,025	2,562	6,587	238,3	151,7	390,0	-1,59%	0,33%	-0,84%	238,1	151,6	389,7	-1,66%	0,25%	-0,92%
ES034907 SNC	140,6	210,9	351,5	2,275	3,626	5,901	134,7	214,7	349,4	-4,38%	1,77%	-0,60%	134,6	214,5	349,1	-4,46%	1,69%	-0,68%
ES043426 Pulmon	770,1	656,5	1426,6	13,01	11,08	24,09	770,3	656,0	1.426,4	0,03%	-0,07%	-0,02%	769,7	655,5	1.425,3	-0,05%	-0,15%	-0,09%
ES041249 Prostata	321,9	333,4	655,3	5,548	5,682	11,23	328,5	336,4	664,9	2,01%	0,90%	1,45%	328,2	336,2	664,4	1,93%	0,83%	1,37%
ES043136 Higado	385,1	582,6	967,7	6,459	9,765	16,22	382,4	578,2	960,6	-0,70%	-0,76%	-0,74%	382,1	577,7	959,9	-0,77%	-0,84%	-0,81%
ES043136 Pulmon	336,3	271	607,3	5,834	4,565	10,4	345,4	270,3	615,7	2,64%	-0,26%	1,37%	345,2	270,1	615,3	2,57%	-0,34%	1,29%
ES041681 Prostata	317,4	387,1	704,5	5,367	6,574	11,94	317,8	389,2	707,0	0,12%	0,55%	0,36%	317,5	389,0	706,5	0,04%	0,48%	0,28%
ES044547 Prostata	478,9	535,9	1014,8	8,105	9,03	17,14	479,9	534,7	1.014,6	0,21%	-0,23%	-0,02%	479,5	534,3	1.013,8	0,13%	-0,31%	-0,10%
ES044182 Pulmon	942	438,4	1380,4	15,93	7,623	23,55	943,2	451,4	1.394,6	0,13%	2,87%	1,02%	942,5	451,0	1.393,5	0,05%	2,80%	0,94%
ES052687 Mama FF	282,1	125,6	407,7	4,836	2,111	6,947	286,3	125,0	411,3	1,48%	-0,49%	0,88%	286,1	124,9	411,0	1,41%	-0,56%	0,81%



Utilizando el nuevo modelo, se planificaron 19 pacientes con VMAT, las dosimetrías fueron verificadas utilizando un array volumétrico aplicando un criterio gamma (3,3) y, adicionalmente, a través de medidas de dosis puntual con cámara cilíndrica posicionada en un maniquí de agua sólida. Con estas pruebas finalizó el comisionado de los modelos.

Todas las medidas con array superaron el criterio gamma (3,3) y el error máximo encontrado en las medidas puntuales no superó el 1.5%,

DISCUSIÓN

No se halló una diferencia significativa entre los resultados obtenidos por los sistemas de dosimetría para los dos modelos creados. La perturbación ocasionada por el detector es reflejada fielmente en ambos casos.

La validación de los modelos asegura que el cálculo de la distribución de dosis responde a las condiciones reales de impartición del tratamiento, permitiendo extender el procedimiento de forma rápida a otros cuatro centros del grupo GenesisCare.

Hasta la fecha se han monitorizado más de 20000 fracciones correspondiente a 6000 campos pertenecientes a unos 4000 planes de tratamiento de más de 2500 pacientes.

CONCLUSIÓN

Los modelos implementados reflejan con precisión las variaciones de fluencia inducidas por el IQM, lo que respalda el uso del detector como una herramienta eficaz para la monitorización diaria en radioterapia, reforzando la calidad y seguridad del paciente.

MOBIUS VS OCTAVIUS4D

Velasco Román, J. (1); Jiménez Feltström, D. (2); Gorun, C. (1)
(1) GenesisCare Málaga; (2) GenesisCare Vithas Xanit

INTRODUCCIÓN

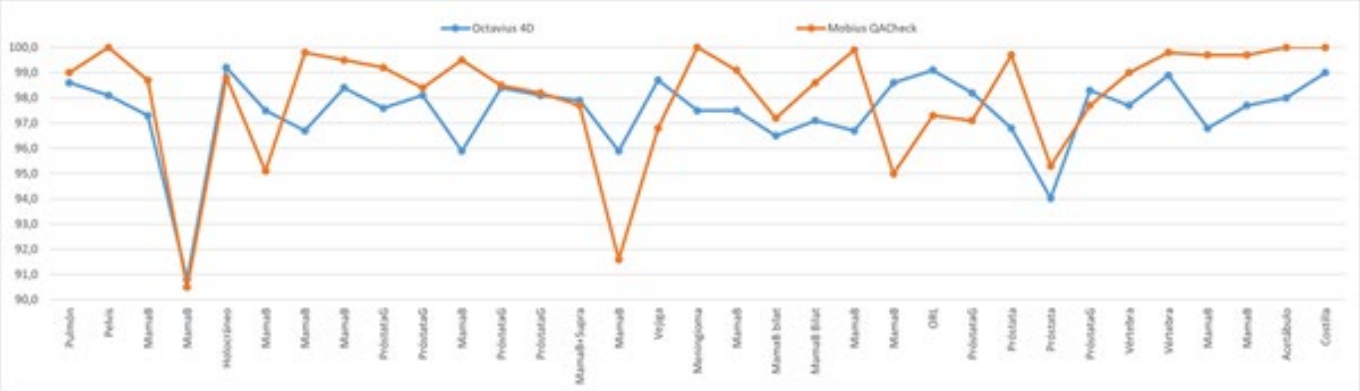
El debate sobre la idoneidad de los controles de calidad pretratamiento (DQA) en planificaciones IMRT utilizando exclusivamente información de los ficheros log frente a medidas físicas de radiación continúa vigente. En nuestro centro empleamos ambos métodos: Octavius 4D/Verisoft para medidas físicas y MobiusFX para analizar ficheros logs . Este trabajo compara los resultados obtenidos en 70 pacientes utilizando ambos enfoques.

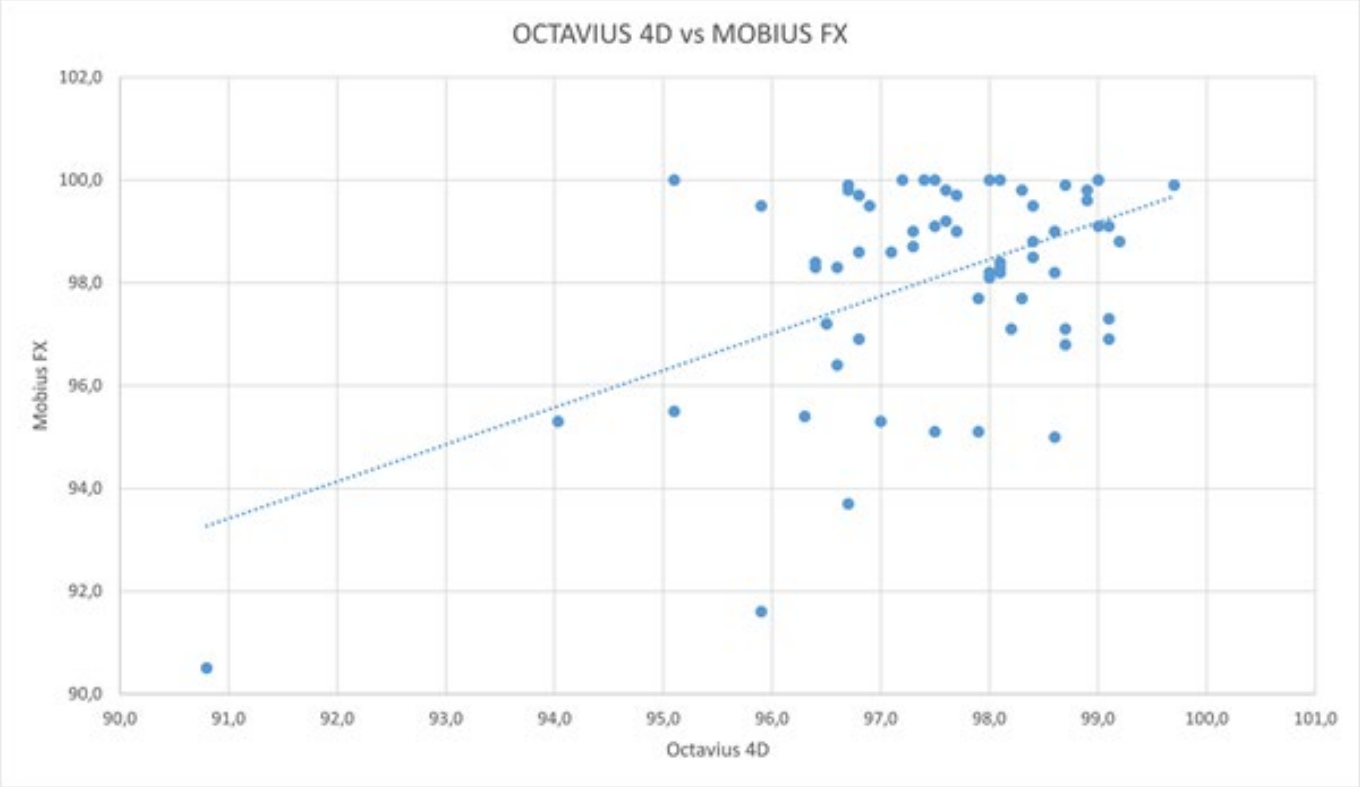
MATERIAL Y MÉTODOS

Partimos de planificaciones que cumplen los objetivos dosimétricos deseados.

- Octavius 4D/Verisoft: El tratamiento se simula en el maniquí PTW Octavius 4D generando una distribución de dosis que es comparada con la dosis 3D medida. El software Verisoft calcula el criterio γ3,3. Se valida el tratamiento si más del 95% de los vóxeles superan dicho criterio.
- Mobius3D/MobiusFX: Mobius3D hace un cálculo redundante del plan con el algoritmo Collapsed Cone Convolution Superposition (CCCS) y analiza si el tratamiento es ejecutable, el cumplimiento de constraints en OARs y compara la distribución de dosis calculada por Mobius con la del planificador aplicando un criterio γ3,3. Por otro lado, durante la ejecución del tratamiento, el acelerador genera ficheros logs donde registra cada 50 ms las posiciones de cada lámina del MLC y de las mandíbulas, giros de colimador y gantry, así como el porcentaje del total de unidades de monitor del campo que se han disparado en dicho intervalo. Con esta información, MobiusFX calcula una distribución de dosis en el paciente utilizando el algoritmo CCCS y muestra un informe en el cual, entre otros datos, obtenemos el porcentaje de vóxeles que superan el criterio γ3,3.

RESULTADOS





Comparando los resultados entre Octavius 4D MobiusFX de 70 pacientes, obtenemos un índice de correlación de Pearson ρxy=0,55.

DISCUSIÓN

Los defensores de las medidas físicas argumentan que confiar únicamente en los logs requiere verificar la fiabilidad de los datos registrados y que podría darse el caso de un registro incorrecto de algún parámetro durante el tratamiento.

Por otro lado, los que priorizan el análisis basado en logs sostienen que el DQA pretratamiento debe centrarse en la calidad del plan, no del acelerador, y que un programa integral de garantía de calidad detectaría tales errores. Si se cuestiona la fiabilidad de los logs generados por el acelerador no deberíamos tratar pacientes.

Ambas posturas coinciden en que el DQA basado en los logs ofrece una información complementaria a los DQA basados en equipos de medida de radiación.

CONCLUSIONES

En nuestro caso observamos una clara correlación positiva calificable como moderada. Con una correlación positiva fuerte (índice de correlación de Pearson entre 0,95 y 1) y un número mucho mayor de pacientes analizados, podríamos optar por un DQA basado exclusivamente en logs. Mobius es una herramienta especialmente útil pues, además del DQA pretratamiento, nos permite llevar un seguimiento a lo largo de todo el tratamiento del paciente. Sin embargo, nuestros resultados justifican mantener ambos métodos para garantizar un control más robusto.

QA DINÁMICO DEL MLC CON MOBIUSFX

Velasco Román, J. (1); Jiménez Feltström, D. (2); Gorun, C. (1)
(1) GenesisCare Málaga; (2) GenesisCare Vithas Xanit

INTRODUCCIÓN

Proponemos en este trabajo un método sencillo para realizar en control de calidad dinámico del multiláminas utilizando la información de los ficheros log que genera el acelerador durante la ejecución de tratamientos. Dichos ficheros son analizados por MobiusFX y se genera un informe en el que queda registrado el error cuadrático medio del posicionamiento de cada lámina.

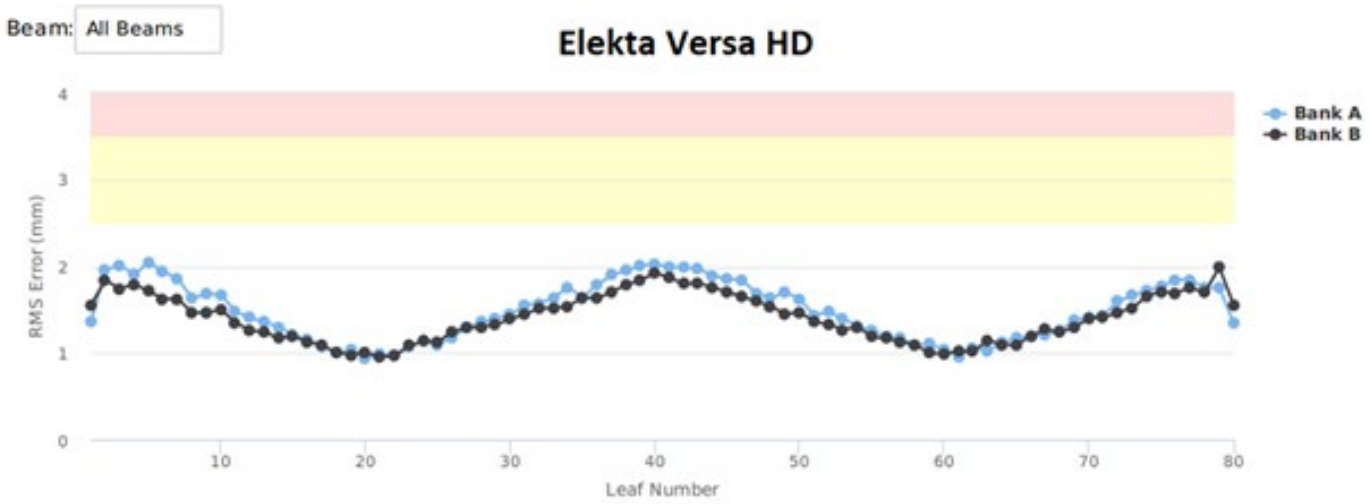
MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos creado un paciente virtual en el que hemos creado un volumen de tratamiento elipsoidal de un tamaño adecuado para forzar el movimiento de todas las láminas del MLC. El eje mayor de la elipse va girando a lo largo de la dimensión longitudinal del volumen. Tratamos dicho volumen a 2 Gy por sesión procurando una distribución de dosis conformada y con un alto gradiente fuera del volumen.

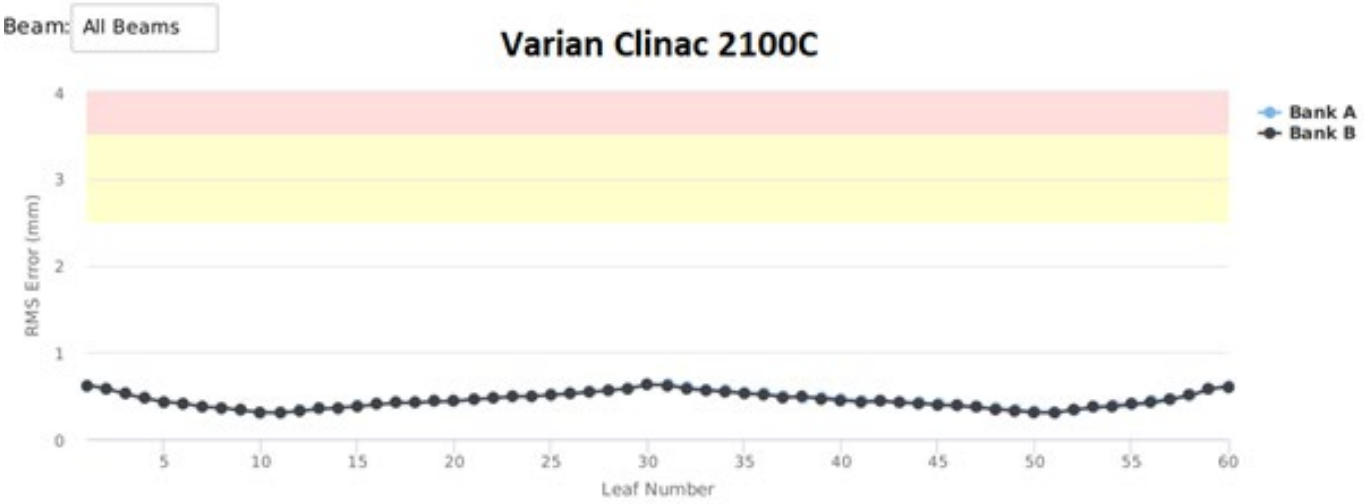
Para el tratamiento en un Elekta Versa HD hemos creado un tratamiento VMAT en Monaco con un único arco de 360°. Para el tratamiento en un Varían Clinac 2100C hemos creado un tratamiento IMRT Sliding Windows en Eclipse con 8 campos equiespaciados cada 45° (gantry a 225°, 270°, 315°, 0°, 45°, 90°, 135° y 180°).

Durante la ejecución del tratamiento se generan los ficheros log. En cada intervalo de 50 ms se registra la posición de cada lámina y de las mandíbulas, los ángulos del colimador y gantry, así como el porcentaje del total de unidades de monitor del campo que se han disparado en dicho intervalo. Dichos ficheros son analizados por MobiusFX que genera un informe en el que se refleja el error cuadrático medio (RMS) del posicionamiento de cada componente según lo planificado.

RESULTADOS



	X1	X2	Y1	Y2	Collimator	Gantry
RMS Error	--	--	0.32 mm	0.32 mm	0°	0.7°



	X1	X2	Y1	Y2	Collimator	Gantry
RMS Error	0 mm	0 mm	0.62 mm	0.6 mm	0°	0°

En las gráficas anteriores observamos los resultados que hemos obtenido. En el Versa tenemos 80 láminas de 5 mm en cada banco, representadas por los puntos de la gráfica. En el Varían tenemos el Millenium MLC-120, cada banco con 20 láminas centrales de 5 mm y 20 láminas externas de 1 cm. En Mobius podemos colocar el puntero del ratón sobre cada lámina para obtener el resultado numérico. También podemos seleccionar entre el total del tratamiento o hacer un análisis campo a campo.

DISCUSIÓN

Para poder utilizar este método como control de calidad dinámico del MLC debemos tener la certeza de que los datos registrados en los ficheros log se corresponden con la realidad. Para ello será necesario realizar pruebas adicionales como Picket Fence, disparo de campos conformados sobre película radiocrómica o EPID, o proyección del campo sobre plantillas en papel milimetrado. Estas pruebas, si bien son estáticas, nos sirven para verificar el correcto posicionamiento de cada lámina según los datos registrados por el acelerador.

CONCLUSIONES

El empleo de MobiusFX para el análisis de ficheros log es útil para realizar de forma sencilla un control de calidad dinámico del MLC. Sin embargo, solo podrán considerarse como pruebas complementarias a las pruebas estáticas que vienen realizándose de forma habitual.

MANIQUÍ PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE CONTROL INTRAFRACCIÓN PROSTÁTICO CLARITY

Ochoa Caparrós, J. (1); García Costa, B. (1); Parreño Sánchez, J. C. (1); Bonaque Alandí, J. (1); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

El sistema Clarity Autoescan (Elekta Ltd, Montreal, Canadá) permite supervisar en tiempo real la posición de la próstata de manera no invasiva, con el objetivo de optimizar la precisión y efectividad de los tratamientos de radioterapia externa. Esta vigilancia se lleva a cabo mediante una sonda ecográfica posicionada en contacto con el perineo del paciente durante el procedimiento.

El dispositivo es capaz de rastrear los movimientos prostáticos intrafracción con precisión submilimétrica. La verificación de su correcto desempeño forma parte del protocolo de garantía de calidad del centro.

Para evaluar su exactitud y fiabilidad, se ha desarrollado un maniquí específico de control de calidad con esta finalidad.

MATERIAL Y MÉTODOS

A través de impresión 3D, se ha fabricado un maniquí capaz de simular desplazamientos precisos de la próstata en los tres ejes ortogonales. Dos superficies de látex se sitúan en extremos opuestos del cuerpo principal del modelo: una permite la adquisición ecográfica con la sonda, mientras que la otra facilita la introducción de un objeto que reproduzca los movimientos prostáticos a monitorizar (ver figura 1).

Para garantizar la repetibilidad de los desplazamientos, se ha empleado el maniquí Ball-Bearing (Elekta, Ltd, Crawley, UK). Además, se ha diseñado un fantoma prostático, de dimensiones similares a una próstata de tamaño promedio, impreso en 3D, que, acoplado a la punta del Ball-Bearing, completa el montaje (ver figura 2).

Se han realizado pruebas de movilidad del fantoma prostático, registrando los valores medidos por la sonda Clarity Autoscan y comparándolos con los desplazamientos reales. Los datos recopilados fueron analizados para determinar la fidelidad y exactitud del sistema.

DISCUSIÓN Y RESULTADOS

Los análisis muestran una buena concordancia entre los movimientos generados con el maniquí y los valores registrados por la sonda. La precisión de los valores obtenidos es cercana a las especificaciones del fabricante.

Dado que el control de calidad del sistema suele consistir en la adquisición de imágenes estáticas, estos resultados refuerzan la confianza en su aplicación clínica.

No obstante, es relevante explorar posibles mejoras en el diseño del maniquí para reducir la diferencia entre las condiciones experimentales y las reales. Algunas de estas optimizaciones incluyen el desarrollo de un modelo con dimensiones más similares a las de un paciente y el uso de materiales con densidades más realistas para evaluar su impacto en la precisión de las mediciones.

CONCLUSIONES

El maniquí de control de calidad desarrollado en nuestro centro ha permitido verificar la resolución de las mediciones obtenidas con la sonda Clarity Autoscan de los desplazamientos realizados. La implementación de su uso en el protocolo de control de calidad sirve para garantizar un funcionamiento adecuado del sistema, y permite la detección de desviaciones en el control de desplazamientos.

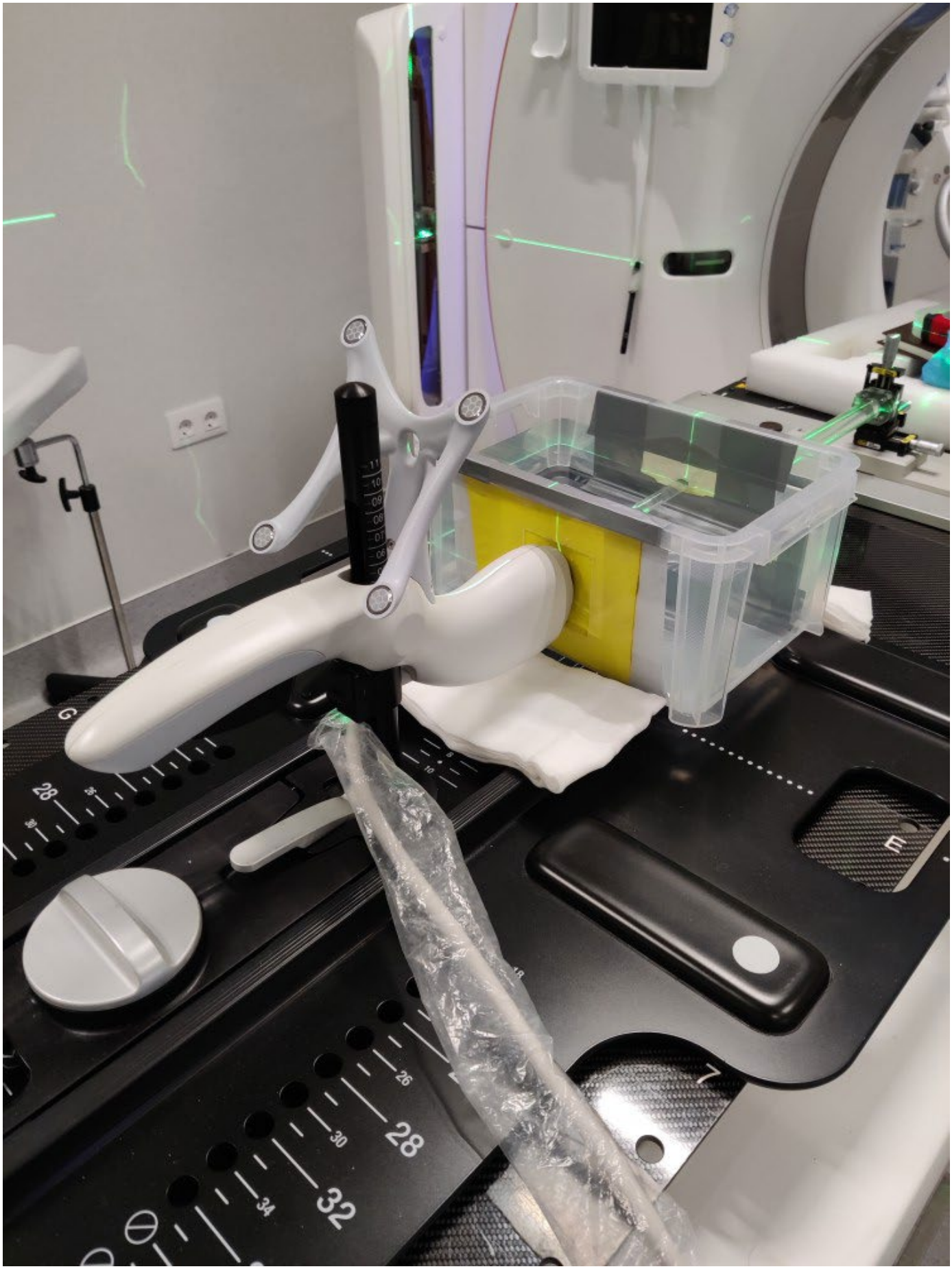


FIGURA 1: Maniquí para el control de calidad del sistema de control intrafracción prostático Clarity (Posicionamiento de la sonda ecográfica)

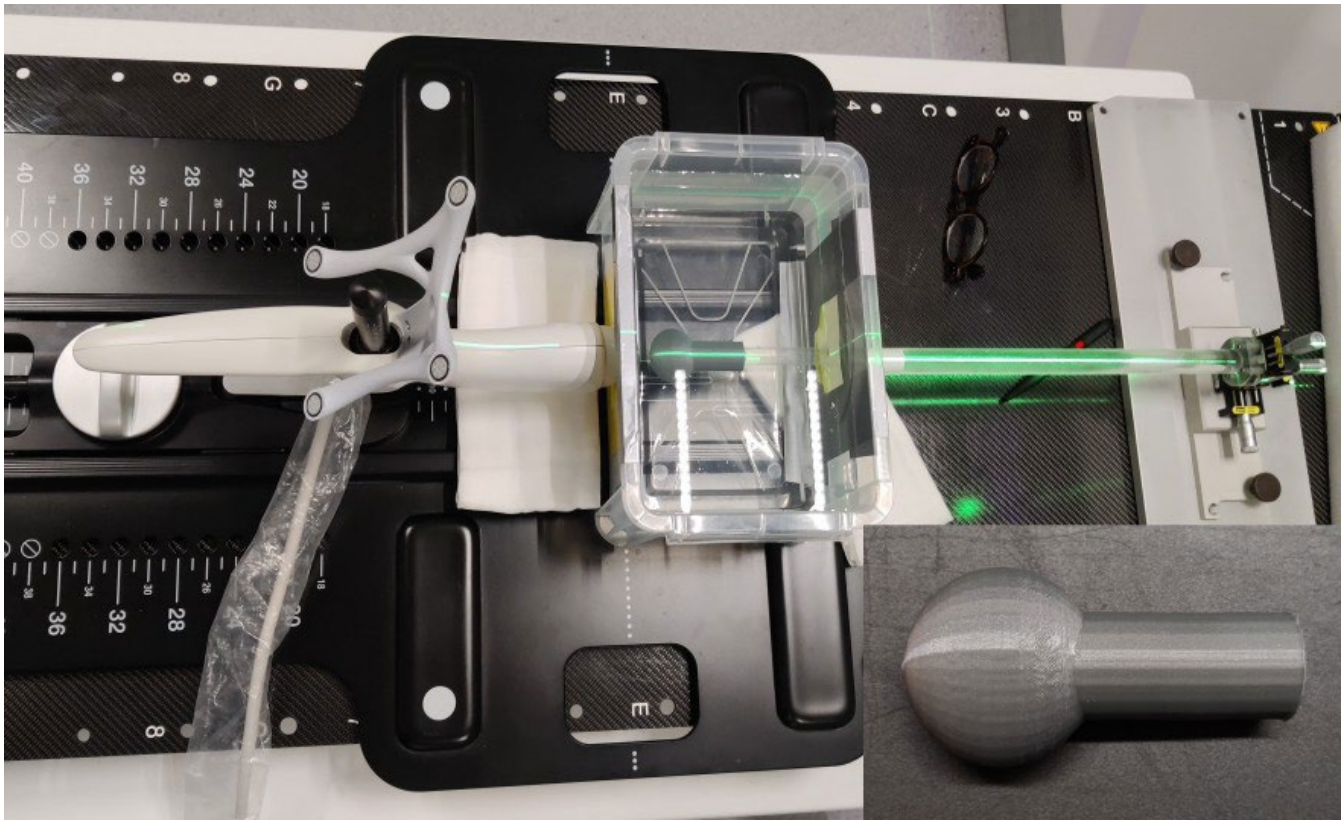


FIGURA 2: Maniquí para el control de calidad del sistema de control intrafracción prostático Clarity (Vista cenital del montaje completo y el fantoma prostático)

CONTROL ESTADÍSTICO DE PROCESOS APLICADO AL CONTROL DIARIO DE ACELERADORES LINEALES DE USO CLÍNICO

Valor Haro, J. (1); Gutierrez, S. M. (1)
(1) Hospital Universitario Juan Ramón Jimenez

INTRODUCCIÓN

Recientemente se han publicado una guía a nivel nacional que busca actualizar los procedimientos expuestos en la guía de ¨Control de calidad en aceleradores lineales de uso clínico¨ publicada en 2008 por la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) teniendo en cuenta los avances en Radioterapia.

En esta línea de modernización se ha propuesto el uso de el control estadístico de procesos (CEP) en el control de calidad de aceleradores lineales. Siguiendo esta premisa en nuestro servicio hemos comenzado a aplicar esta herramienta a los controles diarios, mas concretamente a la constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor, con el objetivo de ampliar el uso del CEP a mas áreas del servicio.

MATERIAL Y MÉTODO

Se aplicó el CEP sobre los dos aceleradores lineales (LINAC) que disponemos en el servicio, un Elekta Versa HD y Elekta Infinity, en fotones de 6 MV que cubren la mayor parte de los tratamientos que se realizan en el servicio. Para la medida de la dosis utilizaremos una matriz de detectores StarTrack de la marca IBA con su correspondiente software OmniPro Advance.

Para la medida de la dosis diaria se emplea un haz de radiación con 100 unidades de monitor (UM) sobre el StarTrack a una distancia fuente-superficie y un tamaño de campo determinado. De manera automática el OmniPro Advance realiza el cálculo de dosis en unidades de cGy y lo compara con un valor de dosis de referencia establecido previamente en el propio software. La comparación entre el resultado obtenido y la referencia tiene una tolerancia de aceptación de un ±2 %, siguiendo las recomendaciones de distintas guías tanto nacionales como internacionales. Finalmente el resultado obtenido puede ser almacenado en el propio software para su revisión.

RESULTADOS

A partir de los datos recopilados durante todo el año 2024 se ha elaborado una gráfica de control para cada LINAC (Fig.1). El valor que se ha representado es la diferencia entre el valor de dosis medida y el valor de dosis de referencia establecido en el OmniPro Advance. Estas gráficas son una herramientas del CEP que nos permite monitorizar el comportamiento de nuestro parámetro de interés, a partir de las cuales podemos establecer unos limites de control entre lo que aseguramos el correcto funcionamiento de todo el proceso. Estos límites de control se calcularon para cada LINAC (Tabla1)

LINAC	Límite de control superior (cGy)	Limite de control inferior (cGy)
Versa HD	1.8225	-0.9114
Infinity	0.1767	-1.283

TABLA 1. Límites de control de ambos LINAC

CONCLUSIONES

Haciendo uso de las gráficas de control obtenidas podemos seguir la evolución de la variación de dosis de manera diaria en nuestros LINACs,y detectar como las distintas intervenciones realizadas han afectado a la dosis diaria. Además, se han establecidos uno límites de control con los que podemos evaluar el estado de nuestro LINACs y poder programar intervenciones con mayor precisión y fiabilidad. Actualmente se está considerando aplicar el CEP a más áreas del servicio.

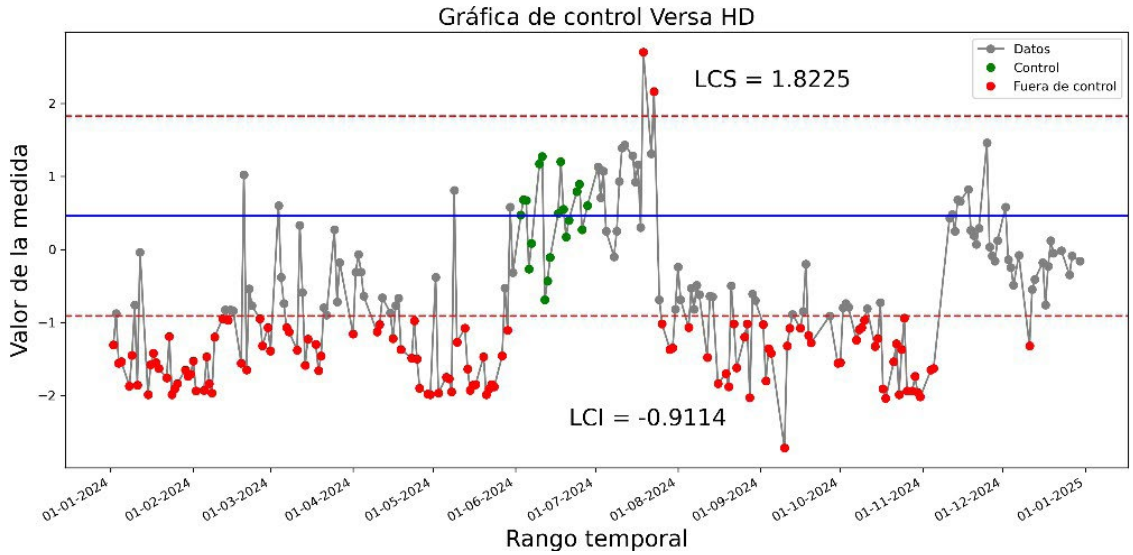


FIGURA 1. Gráfica de control Versa HD

EVALUACIÓN DE RECONSTRUCCIONES DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CON EL ALGORITMO DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS IMAR (ITERATIVE METAL ARTIFACT REDUCTION)

Fernández Romero, J. J. (1); Ruíz Manrique, C. (1); Naranjo Jiménez, N. (1); Calatrava Ramírez, M. (1); Martín-Viera Cueto, J. A. (1); Fernández Cañadillas, M. J. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

Con la instalación de un TC en el servicio de Radioterapia del Hospital Regional Universitario de Málaga con una nueva herramienta de reconstrucción de artefactos metálicos en las imágenes, surge la necesidad de evaluar la utilidad de ésta y la de asignar, a artefactos no recogidos en sus protocolos, el protocolo que reconstruye mejor una imagen que incluye ese artefacto.

MATERIALES Y MÉTODO

Se realizaron varias reconstrucciones para dos exploraciones diferentes:

- Pelvis con prótesis bilateral de cadera.
- Mama con expansor mamario.

Tanto las exploraciones como las reconstrucciones se realizaron en un TC Siemens SOMATOM go.Sim (Siemens Healthineers, Erlangen, Alemania), instalado en el servicio de Radioterapia del Hospital Regional Universitario de Málaga. Este modelo incluye un algoritmo de reconstrucción iterativa de artefactos, iMAR (iterative algorithm for metal artifact reduction), que incluye protocolos para varios tipos de prótesis y elementos metálicos, pero ninguno específico para expansor mamario.

Reconstrucciones exploración de pelvis:

- Sin iMAR
- iMAR Cadera
- iMAR Hombro
- iMAR Extremidad
- iMAR Bobinas Torácicas

Reconstrucciones exploración de mama:

- Sin iMAR
- iMAR Marcapasos
- iMAR Bobinas Neurológicas
- iMAR Bobinas Torácicas

Para cada una de estas reconstrucciones se evaluaron los siguientes parámetros:

- Visualización de contornos, generados automáticamente por el TC
- Dosis en punto de prescripción (fuera de la prótesis mamaria)
- Perfil Crossplane:
    - Valor medio de nº CT
    - Desviación Típica de nº CT
- Perfil Inplane:
    - Valor medio de nº CT
    - Desviación Típica de nº CT
- HDV para el expansor mamario

Se utilizó el software ImageJ (Schneider et al., 2012) para el análisis de las imágenes.

Para cada localización y para cada campo planificado se establecieron las mismas unidades monitor (UM), independientemente de la reconstrucción.

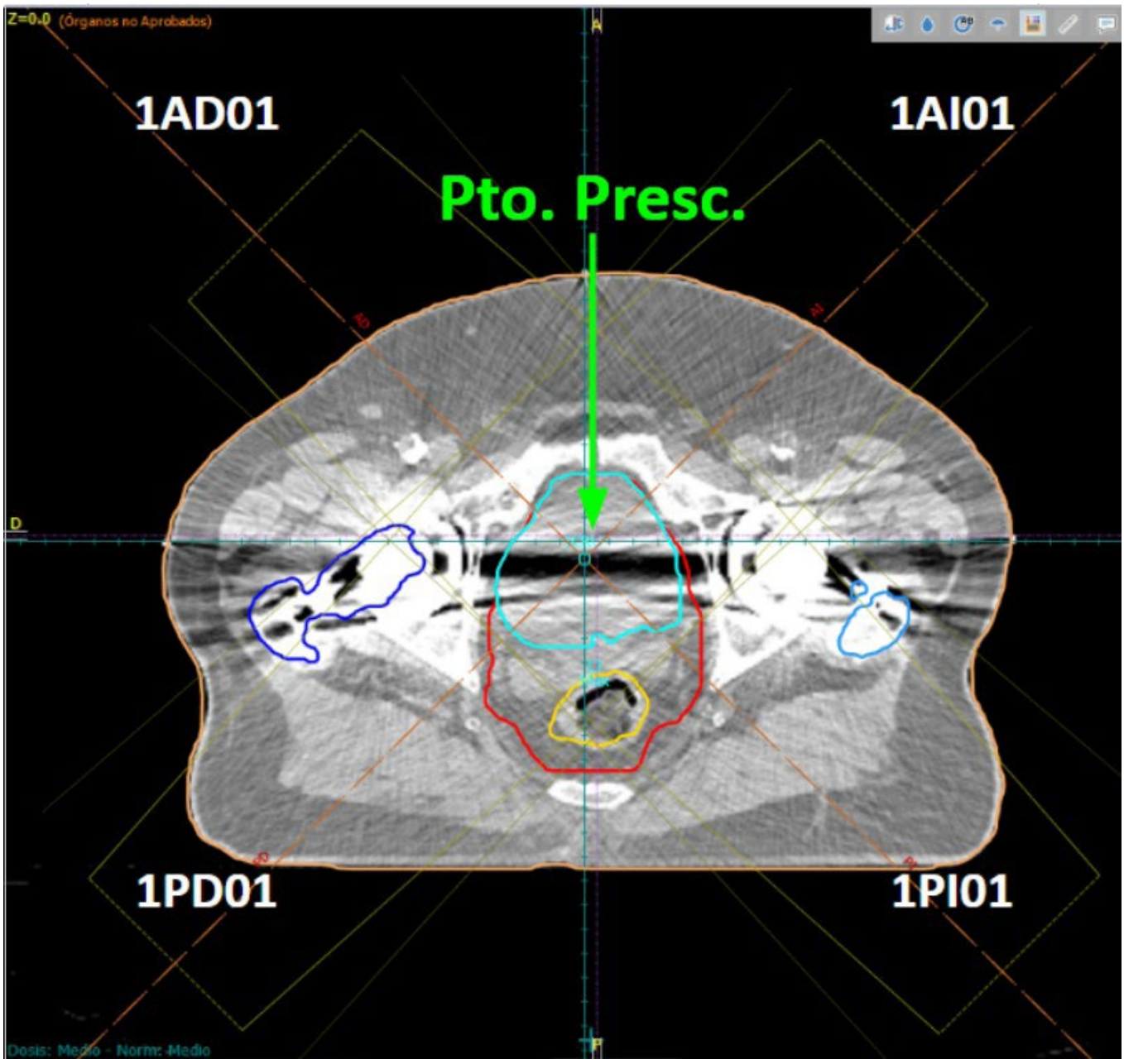


Fig. 1. Punto de prescripción en Pelvis.

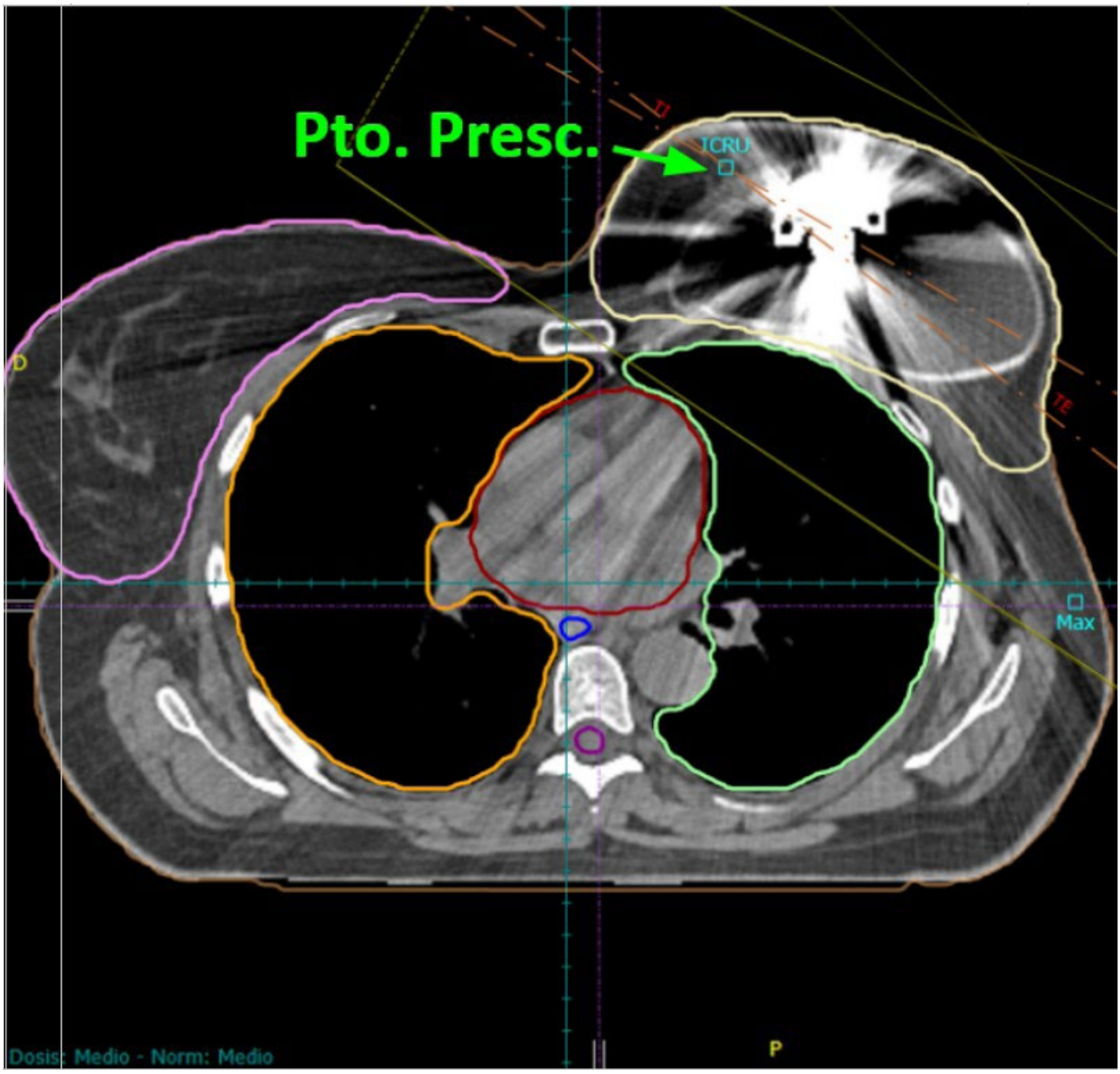


FIG. 2. Punto de prescripción en Mama.

RESULTADOS

Se observó que la diferencia de dosis calculada en el punto de prescripción alcanza un valor máximo del 1% respecto de la reconstrucción sin iMAR, lo que indica que no es crítico en el cálculo de dosis el uso de un protocolo iMAR u otro.

Se observaron diferencias significativas en la visualización de las estructuras, lo que resulta crucial en la delimitación correcta de los volúmenes de interés.

Se observaron diferencias significativas en los nº CT alrededor del expansor mamario según el algoritmo, siendo el más consistente el protocolo iMAR Marcapasos.

No se observan diferencias significativas en las colas de los HDV de la mama, salvo para el caso de reconstrucción sin iMAR.

CONCLUSIONES

El uso del algoritmo de reducción de artefactos metálicos iMAR, permite mejor cálculo de las dosis de planificación, así como una mejor delimitación de los volúmenes de interés.

El uso de un protocolo incorrecto no tiene una repercusión crítica en el cálculo de la dosis (<1%).

BIBLIOGRAFÍA

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (1993). ICRU Report 50. Bethesda, MD.

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (1999). ICRU Report 62. Bethesda, MD.

International Commission on Radiological Protection (ICRP). (2000). ICRP Publication 86. Oxford, UK: Pergamon Press.

American Association of Physicists in Medicine (AAPM). (2003). AAPM Task Group 63. College Park, MD.

AUTOMATIZACIÓN DE LA PRUEBA DE CONTROL DE CALIDAD DEL PERÍODO DE ROTACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE TOMOTERAPIA

Alonso Muriedas, J. (1); Astudillo Olalla, R. (2); Suárez Álvarez, N. (3); Gómez Enriquez, F. (4); Reguilón Martín, A. (3); Uzquiza López, J. (3); Gutiérrez Ruiz, M. (3); Pacheco Baldor, M. T. (3); Vázquez, J. A. (3); Raba, J. I. (3); Fabregat Borrás, R. (3)

(1) Hospital Universitario de Cruces; (2) Hospital Universitario de Navarra; (3) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (4) Complejo Hospitalario Zamora

INTRODUCCIÓN

La tomoterapia permite la administración de tratamientos helicoidales en radioterapia, logrando una alta conformidad del tumor y minimizando la dosis en los órganos de riesgo. El planificador calcula el período de rotación para cada tratamiento en función de la dosis por sesión, la superposición y la apertura de las mandíbulas.

Un período de rotación incorrecto provocaría una distribución de dosis diferente a la calculada debido a una descoordinación entre el sistema de colimador multiláminas (MLC), la posición del gantry y la posición del paciente. Evaluar la precisión y reproducibilidad del período de rotación del sistema es un aspecto crucial en su control.

El objetivo de este trabajo es automatizar el análisis de los datos recopilados de esta prueba para optimizar el proceso de control de calidad de este equipo y proporcionar una verificación independiente de la propuesta por el fabricante.

MATERIAL Y MÉTODOS

El período de rotación de un acelerador lineal de Tomoterapia Accuray Radixact fue verificado utilizando dos cámaras de ionización A1SL de Standard Imaging y el maniquí Tomo HE de SunNuclear. Este maniquí incluye insertos a lo largo de un plano transversal donde pueden colocarse las cámaras.

El maniquí fue irradiado con planes de tratamiento con mesa fija, y se utilizaron períodos de rotación de 12s, 20s, 30s y 40s, durante los cuales las cámaras midieron de forma continua. La configuración experimental se ilustra en la Figura 1. Los datos de medición de las cámaras fueron adquiridos mediante el software TEMS con un tiempo de muestreo de 100 ms.



Figure 1. Setup used for the test

Las medidas muestran picos cada vez que la cabeza del equipo pasa más cerca de las cámaras. Midiendo los intervalos de tiempo entre estos picos, se puede determinar el período de rotación.

El análisis automatizado se llevó a cabo utilizando un programa desarrollado en Python. Este programa visualiza los datos, identifica los picos y calcula la media de las diferencias entre picos. En consecuencia, el período de rotación del equipo se obtiene automáticamente al ingresar el las medidas en el programa.

RESULTADOS

La FIGURA 2 muestra los valores medidos por las dos cámaras para un período de rotación T de 12 segundos. En los círculos rojos, se observa la posición de los picos.

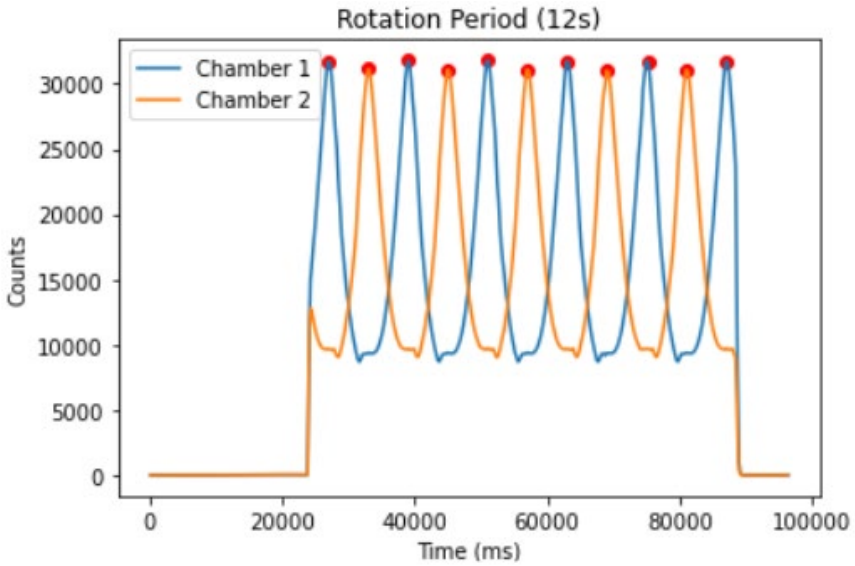


Figure 2. Measurements from chamber 1 (blue) and chamber 2 (orange) for a rotation period of 12s. The red circles represent the position of the peaks detected automatically by de program.

La media y la desviación estándar de las diferencias entre picos consecutivos para la cámara 1 y la 2, respectivamente, en segundos, son:

T=12s → 12.06 ± 0.13 ; 11.97 ± 0.06

T=20s → 19.98 ± 0.05 ; 20.00 ± 0.05

T=30s → 30.01 ± 0.08 ; 30.03 ± 0.08

T=40s → 40.09 ± 0.14 ; 39.96 ± 0.13

El peor error obtenido en comparación con el valor nominal es del 1.1%.

CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un programa que analiza de manera automática e independiente la prueba de control de calidad del período de rotación de un equipo de tomoterapia. Esta automatización reduce el tiempo requerido para realizar el control de calidad de la máquina.

Se ha utilizado el lenguaje de programación Python, una herramienta universal que permite que el código sea fácilmente comprendido y/o modificado.

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN FLUJO DE CONTROL DE CALIDAD PARA LA REALIZACIÓN DE LAS MEDIDAS DIARIAS DE VERIFICACIÓN

Benítez Serrano, J. A. (1); Arregui Castillo, G. (2)
(1) GenesisCare Córdoba; (2) GenesisCare Granada

INTRODUCCIÓN

Con motivo de la homogeneización de los procedimientos de trabajo entre las distintas unidades de GenesisCare en España se ha implementado un flujo de trabajo en Mosaiq para la realización de las medidas diarias de control de calidad del acelerador.

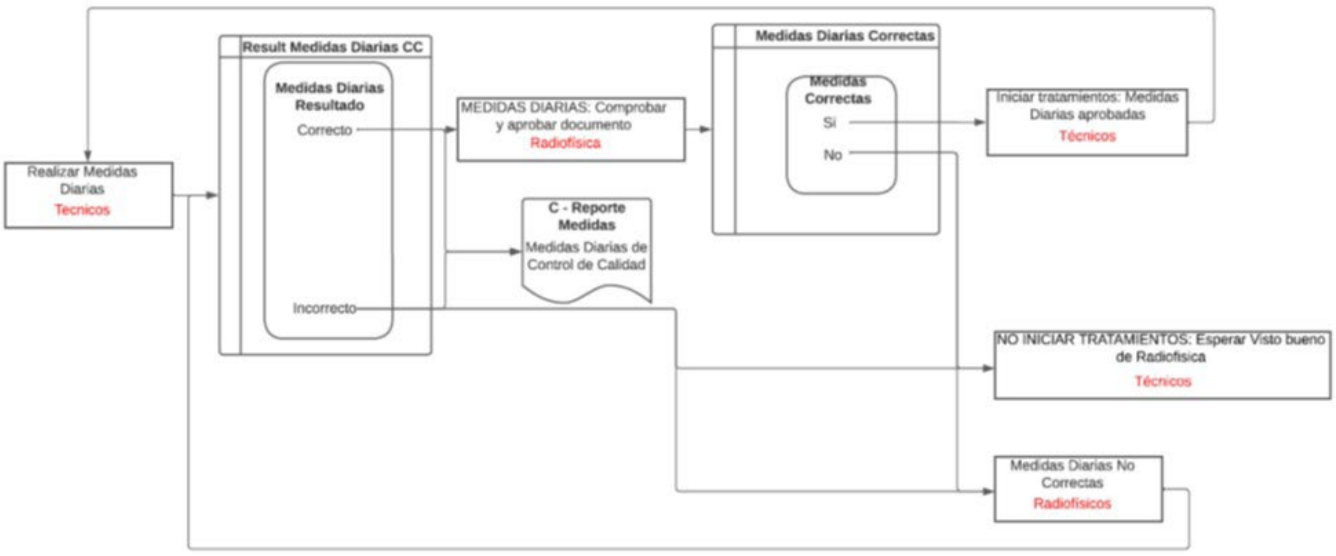
Este flujo aplica tanto para Técnicos Especialistas en Radioterapia como para el departamento de Radiofísica, quedando completamente diferenciada la parte correspondiente a cada estamento mediante la creación de tareas individuales. Al finalizar se generará una tarea específica con la autorización por parte de Radiofísica para el inicio de los tratamientos y la aprobación de los documentos resumen con los datos diarios.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para la implementación se ha usado la herramienta IQScript Manager integrada dentro del sistema Record and Verify Mosaiq.

RESULTADOS

Esquemáticamente, el flujo de trabajo se muestra en el siguiente diagrama de flujo adjunto



Fecha li...	Hora límite	Prioridad	Fecha real	Paciente	Tarea	Duración	Solicitante	Responsable
19/12/2024	0:00		19/12/2024	CC_MEDIDAS_DIARIAS CORDOBA 2024	Iniciar tratamientos: Medidas Diarias aprobadas		Radiofísica COR	Tecnicos COR
19/12/2024	0:00		19/12/2024	CC_MEDIDAS_DIARIAS CORDOBA 2024	MEDIDAS DIARIAS: Comprobar y aprobar documento		Tecnicos COR	Radiofísica COR
19/12/2024	0:00		19/12/2024	CC_MEDIDAS_DIARIAS CORDOBA 2024	Realizar Medidas diarias		Radiofísica COR	Tecnicos COR

Tal y como se puede observar, el flujo se ha diseñado para que se pueda seleccionar el resultado diario, dividiéndose en dos partes dependiendo de si el resultado diario es correcto o incorrecto.

En caso de resultado incorrecto en alguna de las medidas establecidas en el protocolo, se genera una tarea en la que se indica de forma clara la NO autorización por parte de Radiofísica del inicio de tratamientos. Una vez corregida la desviación en las medidas, será Radiofísica quien debe continuar con el flujo hasta que este se complete y se genere la autorización de inicio de tratamiento.

El funcionamiento de este flujo es cíclico y automático, de forma que cada día se genera la tarea de medidas correspondiente al día siguiente sin necesidad de interacción manual.

DISCUSIÓN

Este flujo de trabajo representa una mejora en cuanto a la Calidad debido a que se genera una autorización expresa por parte de Radiofísica para el inicio de los tratamientos y se evita que se pueda empezar a tratar clínicamente con alguna de las pruebas

diarias fuera de su rango de tolerancia establecido y sin la aprobación expresa de Radiofísica del resultado final quedando constancia del histórico de aprobaciones diarias.

CONCLUSIONES

Con este flujo se homogeneiza la forma en la que se realizan y evalúan las medidas diarias y con respecto a su implementación se añade una barrera de seguridad adicional, incluido en el análisis de matrices de riesgo, por la que se impide el inicio de tratamientos sin la autorización expresa de Radiofísica.

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROCESO PROPIO DE AUTOMATIZACIÓN PARA LA GENERACIÓN DE INFORMES DE DOSIS DE CBCT

Benítez Serrano, J. A. (1); Arregui Castillo, G. (2); Bravo Gavilán, J. A. (3)
(1) GenesisCare Córdoba; (2) GenesisCare Granada; (3) GenesisCare Talavera de la Reina

INTRODUCCIÓN

Con motivo de la aplicación del RD 606/2019 en el que se establece la obligatoriedad de informar de todas las dosis a las que ha sido sometido el paciente durante las pruebas de imagen, se ha diseñado un software propio que genera informe detallado en el que se incluyen todas las sesiones de verificación de posicionamiento previas al tratamiento.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo del código fuente, se ha usado el entorno de desarrollo integrado, IDE, Spyder 5.3.1 basado en el lenguaje de programación Python 3.10, así como las librerías NumPy,Pandas y Wkhtmltopdf y los módulos Os, Csv, IO y Datetime.

Tanto el entorno de programación como las librerías y módulos utilizados son de libre distribución.

RESULTADOS

La aplicación genera un informe, en formato html y pdf, en el que se incluye la siguiente información:

- Nombre del paciente
- Número de historia clínica
- Nombre del equipo
- Número de serie del equipo
- Tabla resumen con todos los CBCT realizados, ordenados por fecha de realización, en la que se describe:
    - Fecha y hora
    - Nombre de preset utilizado
    - Valores de mA y KV
    - Valor de dosis CTDIvol individual y DLPtotal

La dosis que se asigna se ha establecido dependiendo del tipo de preset utilizado y de si ha sido o no comprobada la dosis especificada por Elekta. En el caso de usar un preset no oficial de Elekta o que la dosis medida, usando un equipamiento específico de medida de dosis de RX, sea distinta a la establecida por Elekta, el programa usará el valor de dosis medido en lugar de la inicial para dar una información real del valor de dosis suministrada al paciente durante las pruebas de imagen.

GenesisCare

Informe Dosis CBCT

Datos del Paciente

Nombre:	
Apellidos:	
NHC	

Datos de la Unidad de Tratamiento

Unidad:	**Cordoba1_XVI**
LINAC:	**3584**

Resumen Sesiones CBCT

	Fecha	Hora	Prescription	Preset	KV	mA	CTDIvol(cGy)
1	2024-10-17	12:52:11	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
2	2024-10-18	12:50:02	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
3	2024-10-21	12:51:38	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
4	2024-10-22	12:39:37	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
5	2024-10-23	12:39:02	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
6	2024-10-25	12:22:20	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
7	2024-10-28	12:37:57	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
8	2024-10-29	12:31:04	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
9	2024-10-30	12:37:13	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
10	2024-10-31	12:28:32	PTV_2500	Fast Head and Neck S20 CC	100	10	0.050
11	2024-11-26	13:12:25	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
12	2024-11-27	13:18:17	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
13	2024-11-28	13:21:31	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
14	2024-11-29	13:06:39	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
15	2024-12-02	13:07:27	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
16	2024-12-03	13:17:23	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
17	2024-12-04	13:05:51	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
18	2024-12-05	13:10:17	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
19	2024-12-09	10:12:40	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519
20	2024-12-10	13:01:55	PTV_3000	Chest M20 CC	120	20	0.519

Dosis

La Dosis total recibida por el paciente debida a las pruebas de imagen previas al tratamiento es:

CTDIvol: 5.69 cGy

DLP: 157.4 cGycm

DISCUSIÓN

El uso de esta aplicación permite una automatización en la generación del documento resumen de la dosis a la que ha sido sometido el paciente durante el proceso de verificación de imágenes previas al tratamiento diario, incluso permitiendo agrupar en un mismo documento el histórico de los posibles distintos tratamientos a los que ha sido sometido el paciente. Además, permite una particularización incluyendo la opción de usar las dosis medidas internamente correspondientes a lo presets elegidos o la selección automática lo de los valores de dosis proporcionados por el fabricante mediante la lectura de los ficheros .csv definidos tras las medidas anuales de verificación definidas en el Programa de Garantía de Calidad de la unidad.

CONCLUSIONES

La aplicación de este programa permite cumplir con lo establecido en el RD 606/2019 generando un resumen rápido y sencillo solucionando, de esta forma, una falta de funcionalidad del software XVI de Elekta.

ADECUACIÓN AL TG306 DEL CONTROL DE CALIDAD DEL TRACKING (SYNCHRONY) EN TOMOTERAPIA

Garcia Baltar, J. A. (1); Sedano Ferreras, P. (1); Cano Iglesias, E. (1); Vicente Hernández, F. J. (1); Nuño Rodriguez, C. (1); Miura Doblas, M. (1)
(1) HC Marbella

INTRODUCCIÓN

El informe TG306 de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) viene a actualizar en 2023 el TG148 vigente hasta ese momento, modificando partes de este control de calidad en tomoterapia, e incluye por primera vez el tracking (SynchronyTM) en tomoterapia. Discutiremos aquí las novedades en cuanto a controles y periodicidad de estos controles de calidad del tracking de tomoterapia, que ante la falta de directrices solamente se disponía de una propuesta del fabricante, y la particular de cada centro.

MATERIAL Y MÉTODOS

Disponemos de un equipo de tomoterapia Radixact con tracking Synchrony y planificadores Precision y RayStation v2023B-2024B. Se utiliza un maniquí de movimiento 1D de CIRS en oblicuo sobre la mesa de tratamiento para provocar un movimiento en X, que motivará la adaptación del multiláminas, y en Y, que necesitará la adaptación de las mordazas que controlan el tamaño de campo. El sistema consta de una cámara de visión óptica a 100Hz para captar el patrón respiratorio, un sistema de RX a 90° del haz de MV que monitoriza cada 2-3 segundos la posición de los fiduciales o el volumen objetivo, según la técnica utilizada. Se utiliza el cheese phantom proporcionado por el fabricante del equipo, y el Arccheck de SunNuclear.

RESULTADOS

Se reafirma el control diario ya realizado que engloba las tres pruebas diarias propuestas en el reciente protocolo: Precisión de tracking, Tracking de mordazas y MLC, y Cámara óptica y LEDs, aunque se explicita el parámetro de precisión y se completa el registro de los tres valores, algo que se hacía implitamente. El control mensual E2E (que nosotros separamos en precisión del observador, gamma planar de dosis, ionometría opcional) era más estricto haciéndose en todos los modos utilizados clínicamente en ese mes, pero este nuevo protocolo admite realizar uno al mes, cubriendo los tres modos trimestralmente, algo más asequible. La Dosis y Calidad de la imagen plana (ruido, uniformidad, contraste y resolución) pasa a ser mensual, pudiendo ser semestral/anual (así era según el fabricante) cuando se observe estabilidad, igual que este informe plantea con el QC de imagen MVCT. Anualmente se propone la Coincidencia de coordenadas imagen/tratamiento (equivalente al propuesto en el TG148) como ya hacemos, y la verificación de la Pausa del haz, algo que habíamos incorporado al control mensual de interrupcion-reanudacion, y mensualmente provocando pausa con todos los parametros sintonizables. También se propone realizar un control anual de estabilidad de la cámara óptica según TG147.

CONCLUSIONES

Creemos que se estaba realizando todo lo que propone el TG306 en su gran mayoría, aunque algunos controles implicitamente. Implantaremos una nueva periodicidad más estricta en cuanto a la imagen plana, y completaremos el control anual con la estabilidad de la cámara óptica. Usaremos patrones de movimiento más realistas, y con movimiento irregular, tan pronto acabemos un estudio ya iniciado.

BIBLIOGRAFÍA

1. Chen Q, Rong Y, Burmeister JW, et al. AAPM task group report 306: quality control and assurance for tomotherapy: an update to task group report 148. Med Phys. 2023;50(3):e25-e52.

RUTINA PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL FUNCIONAMIENTO DINÁMICO Y EL POSICIONAMIENTO DEL MLC. COMPARACIÓN DE RESULTADOS ENTRE DIFERENTES ACELERADORES LINEALES

Álvarez Pérez, J. M. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Vicente Bernal, R. (1); Lorenzo Casas, E. (1); Hernández González, D. (1); Tartilán Buey, A. (1); García De Iturrospe Lizaso, J. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca. Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

El preciso posicionamiento del colimador multiláminas (MLC) en aceleradores lineales es crucial para la correcta impartición de planes de tratamiento en radioterapia externa, sobre todo en el caso de campos de intensidad modulada en los que las láminas se mueven durante la irradiación y su proyección interseca el volumen de tratamiento continuamente.

En este trabajo se presenta una rutina de Matlab para el control de calidad (CC) del MLC analizando las imágenes obtenidas con el detector de imagen portal y las correspondientes imágenes calculadas con el algoritmo PDIP de Varian. Se muestra el funcionamiento del programa y una comparativa de los resultados obtenidos en los aceleradores lineales de nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se realiza en dos aceleradores TrueBeam, uno de ellos con MLC de alta definición, un Clinac DHX y un Ethos, todos ellos de Varian Medical Systems.

Por un lado, se evalúa el cociente del valor medio de una ROI central en las imágenes de un campo de 10x10 cm^2 generado por una rendija dinámica y otro estático delimitado por mordazas. El cociente depende del posicionamiento dinámico, la velocidad de las láminas y la anchura de la rendija, siendo un indicador del comportamiento global del MLC, independientemente de las variaciones del rendimiento de la unidad. Se estima esta diferencia en términos de tamaño equivalente de la rendija realizando un ajuste lineal previo con rendijas de diferentes tamaños.

En segundo lugar, se evalúa la exactitud del posicionamiento de las láminas mediante el Fence Test (Picket Fence en Ethos y Garden Fence en el resto de unidades). Se estima el error en el posicionamiento de las láminas comparando las posiciones de los picos de la imagen medida y la calculada, obteniendo un RMSE (raíz del error cuadrático medio) mediante comparación directa y otro corregido por el valor promedio de las diferencias, que no tiene en cuenta los errores de posicionamiento del detector y sistemáticos del MLC.

RESULTADOS

En la Figura 1 se muestra un ejemplo de los gráficos que proporciona el análisis del Fence Test y en la Tabla 1 un resumen estadístico de los resultados de ambas pruebas.

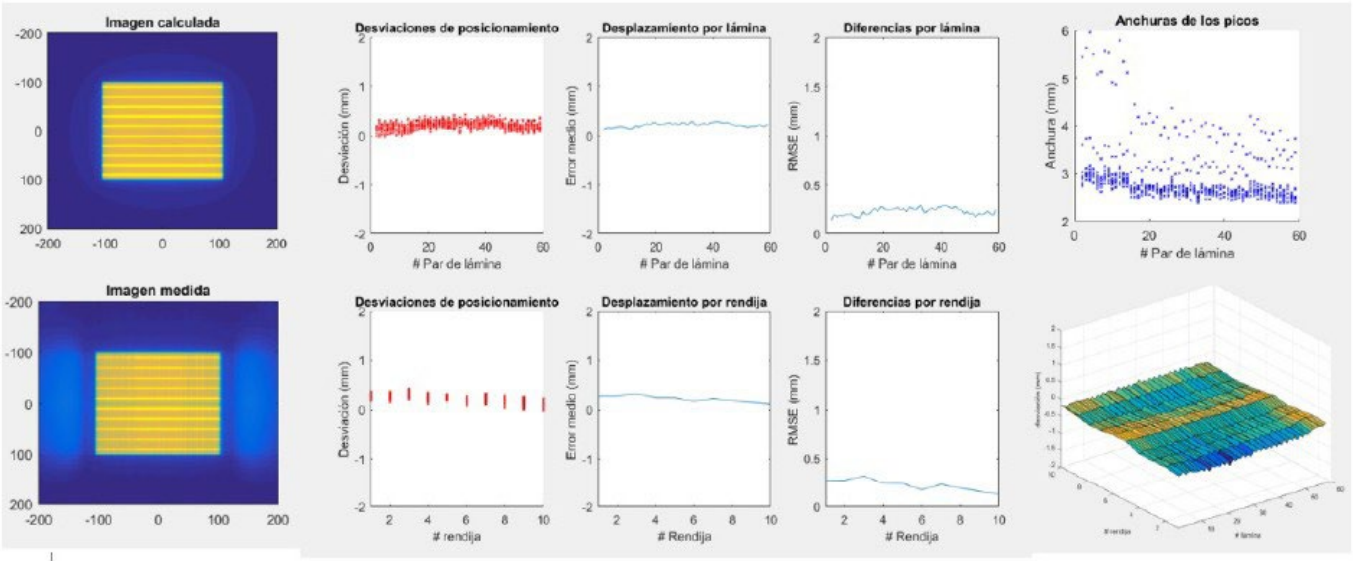


FIGURA 1. Resultados de la rutina de Matlab para el Fence Test.

Prueba	Valor medio de:	Ethos	Clinac DHX con MLC Millenium 120	TrueBeam con MLC Millenium 120	TrueBeam con MLC Millenium HD
Dynamic Output	Diferencia equivalente del tamaño de la rendija frente al cálculo (mm)	0,1	-0,5	-0.7	-0,5
	Desviación típica de las diferencias (mm)	0,2	0,3	0,1	0,1
Fence Test	*RMSE* sin corrección (mm)	0,3	0,8	0,7	0,2
	RMSE con corrección (mm)	0,3	0,3	0,1	0,1
	Error máximo con corrección (mm)	0,6	0,8	0,3	0,2

TABLA 1. Estadística de los resultados del Dynamic Output y el Fence Test.

DISCUSIÓN

Los resultados del Dynamic Output muestran una mayor precisión del TrueBeam y del Ethos frente al Clinac, coherente con el avance tecnológico de los nuevos sistemas de control del movimiento. Esto concuerda con los resultados del Fence Test, excluyendo al Ethos de la comparación al tratarse de una prueba diferente, donde se observan errores máximos y RMSE menores en las unidades TrueBeam. En todos los casos se han observado diferencias por debajo de 1 mm.

CONCLUSIONES

Se han evaluado y comparado satisfactoriamente los resultados del CC, que se realiza semanalmente en nuestro centro, en cuatro modelos de aceleradores lineales con una rutina que permite una evaluación cuantitativa del comportamiento del MLC, tanto del posicionamiento de las láminas como del comportamiento dinámico global.

COMPARACIÓN DE HERRAMIENTAS DE CONTORNEO AUTOMÁTICO MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

Sánchez Jiménez, J. (1); Núñez Martínez, L. M. (2); Jiménez Vegas, D. (1); Martín Albina, M. L. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Pizarro Trigo, F. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Cepas Arroyo, T. (1); Crespo Mesa, M. S. (1); Pérez Urbón, I. A. (1); Zaballos Carrera, S. (1); Gutierrez Porres, M. Del C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Burgos; (2) HUBU

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Los programas automáticos de contorneo de Órganos de Riesgo basados en Inteligencia Artificial han irrumpido con fuerza en el panorama de la radioterapia.

En parte como una necesidad para la realización de técnicas como la radioterapia adaptativa on-line, y en parte dado su potencial capacidad para evitar la variabilidad y realizar una labor rutinaria que consume tiempo y recursos humanos.

En la actualidad existen varias soluciones comerciales que ofrecen este servicio con diferentes arquitecturas, herramientas, uso de modalidades y contornos de salida.

El propósito de este trabajo es la comparación de las principales soluciones comerciales disponibles.

MATERIALES Y MÉTODO

Se han analizado los sistema de contorneo mediante IA de Radformation (Limbus AI), MIM (Contour ProtégéAI), Therapanacea (ART-Plan), MVision (Contour+) y Siemens (RadCompanion).

Se han comparado los contornos generados con los contornos manuales correspondientes creados por los facultativos del Servicio en el planificador Eclipse v15.6 de Varian.

Se han seleccionado 37 pacientes reales en tratamiento repartidos en grupos de 5 pacientes de las siguientes patologías: ORL, Cerebro, Tórax, Abdomen, Pelvis (masculina/femenina), Mama y 2 pacientes con patología en las extremidades.

Algunos de los pacientes además de su CT de simulación incorporan imágenes de resonancia magnética (pacientes de radiocirugía y de próstata).

Se han generado todos los contornos disponibles en cada una de las aplicaciones.

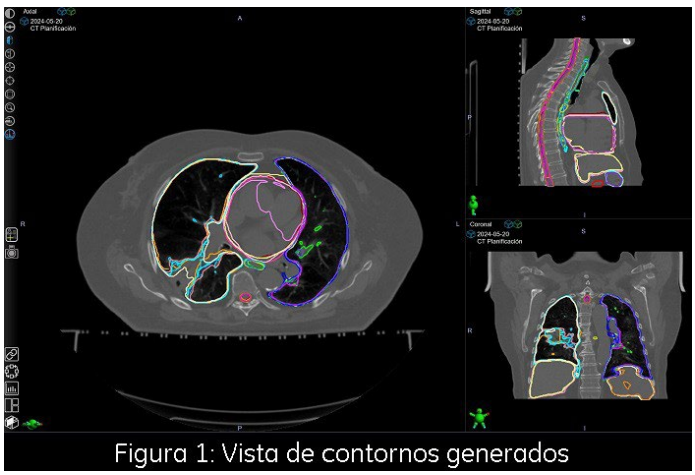


Figura 1: Vista de contornos generados

Se realizan comparaciones basadas en Coeficiente de Similaridad de Dice (DSC), Distancia de Hausdorff (HD), la Distancia Media al Acuerdo (MDA) y el Índice Jaccard (JI) para los contornos que poseen referencia manual.

Para el resto de contornos en ausencia de referencia se realizan comparaciones entre pares mediante el Coeficiente Dice.

Se registran también características diferenciales entre los modelos como número de contornos detectados en cada zona anatómica, incorporación o no de resonancia magnética y su fusión, tiempo necesario para la obtención del contorno.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se presentan los resultados para uno de los pacientes estudiados en la tabla adjunta.

Paciente	ID001
Localización	Tórax
Valor 1	Haussdorf Distance (mm)
Valor 2	Mean Distance to Agreement (mm)
Valor 3	DICE Coefficient (%)
Valor 4	Jaccard Index (%)

	Body	Esófago	Corazón	Médula	Pulmón Izq	Pulmón Dch
Limbus AI (Radformation)	ND	13.43	7.87	66.36	13.65	24.02
	ND	1.04	1.32	4.96	0.46	0.56
	ND	76.31%	95.27%	69.56%	97.53%	97.29%
	ND	61.70%	90.96%	53.33%	95.18%	94.72%
Contour Protege (MIM)	27.65	12.67	9.68	67.40	19.68	22.70
	1.09	1.13	1.35	6.15	1.01	1.00
	98.01%	75.77%	95.25%	57.60%	95.70%	95.72%
	96.09%	60.99%	90.93%	40.45%	91.75%	91.79%
ART-Plan (Therapanacea)	59.66	12.01	10.26	67.57	15.78	30.28
	1.64	0.95	1.32	6.11	0.56	1.03
	97.86%	78.64%	94.88%	61.50%	97.24%	95.95%
	95.81%	64.79%	90.25%	44.40%	94.62%	92.22%
Contour+(Mvision)	62.70	18.34	10.83	66.10	20.24	23.44
	1.75	1.40	1.15	4.20	0.84	1.04
	97.91%	71.30%	95.97%	72.34%	95.88%	95.66%
	95.91%	55.40%	92.25%	56.66%	92.09%	91.69%
Radcompanion(Siemens)	62.22	143.09	9.51	66.63	21.51	28.27
	1.50	9.19	1.45	5.14	0.74	1.24
	98.04%	69.39%	94.67%	63.79%	96.52%	95.06%
	96.16%	53.13%	89.88%	46.84%	93.28%	90.58%

Tabla 1: Comparación de contornos para los diferentes sistemas en un paciente con patología de tórax

Se pueden observar grandes diferencias en los órganos contorneados así como en su similaridad con la referencia.

CONCLUSIÓN

El análisis de los contornos generados con los programas que hacen uso de la inteligencia artificial es necesario para asegurar su correcto funcionamiento.

La evolución de estos programas es constante en cuanto a contornos detectados, herramientas incorporadas e incluso en cuanto a los resultados de la segmentación dado el aprendizaje continuo a que se someten los modelos.

Los resultados de estos programas también se ven influenciados por las características de los pacientes y las condiciones y recursos empleados en la adquisición de las imágenes.

Todo ello implica que no solo se debe realizar esta verificación inicial sino también una monitorización continua de estas soluciones para asegurar el correcto funcionamiento y la idoneidad del software utilizado. Y además que dichos programas deben ser testados en diferentes centros con diferentes tipos de pacientes para obtener una mejor evaluación de sus resultados.

UTILIDAD DE LA MEDIDA DE LA DOSIS PUNTUAL EN LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Díaz Tomé, L. (1); Guerrero Blanca, J. A. (1); Fernandez Albarrán, J. Á. (1); Guirado Llorente, D. (1); Guirado Llorente, D. (1)
(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

INTRODUCCIÓN

En nuestro centro, las verificaciones de tratamientos complejos se realizan mediante análisis gamma de mapas de dosis y la medida de dosis absorbida en el isocentro. Con el tiempo se observó una diferencia media de un 2% entre esta segunda medida y la calculada por el sistema de planificación (SP), que se ha achacado a la diferencia entre la dosis absorbida enPMMA y la dosis absorbida en agua calculada en el SP (densidad sobreescrita 1,15 g/cm^3). El objetivo de este trabajo es analizar la capacidad de esta medida para discernir la calidad de los planes de tratamiento.También se hallará un factor corrector (k_{wm}) para obtener la dosis absorbida en agua a partir de la medida en PMMA y que corrija los resultados de las verificaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

En cada sesión de verificación se toman medidas de dosis absorbida en el punto central del inserto CavityPlug™ del dispositivo ArcCheck™, hecho de PMMA. Se mide para un campo de referencia 10x10 y 200 UM , además de para cada plan de tratamiento. La cámara utilizada es la CC13 de IBA™ junto al electrómetro Dose 1 de Scanditronix-Wellhofer. A su vez, se obtienen estos datos del SP, empleando un maniquí de densidad 1,15 g/cm^3 pero con idéntica composición al agua. Con esto, k_{wm}^{ref} se calcula como:

$$k_{wm}^{ref} = d_{sp}^{ref} / d_{PMMA}^{ref}$$

donde d^{ref}_{sp} es la dosis obtenida del SP para el campo de referencia. Con este factor se corrigen las medidas de dosis puntual para cada tratamiento, y se estudia la sensibilidad y especificidad de la diferencia porcentual de dosis absorbida en el isocentro para diferentes tasas de paso gamma aceptadas, que se consideran la referencia para determinar la validez del plan de tratamiento. Esto se lleva a cabo con datos recopilados desde 2021 hasta la actualidad.

Además, se determina k_{wm}^{ref} midiendo en agua y en bloques de PMMA, empleando un campo 5x5 cm y 100 UM, y escalando la profundidad de medida en agua según el cociente de densidades electrónicas de ambos materiales (1.155):

$$k_{wm}^{exp} = d^{exp}_{agua} / d^{exp}_{PMMA}$$

RESULTADOS

Para k_{wm}^{ref} y k_{wm}^{exp} se obtuvieron valores de 0,98 ± 0.01 y 0,976 ± 0.003 (k = 3) respectivamente. La sensibilidad y especificidad se representa en la figura 1 para diferentes tasas de paso gamma, estableciendo diferentes umbrales para la diferencia en la dosis determinada en el isocentro. El valor máximo que toma la sensibilidad es de 0,353, para una tasa de paso gamma del 90% y una diferencia de dosis umbral del 2% (figura 1).

CONCLUSIONES

Tras estos resultados, se puede concluir que la medida de la dosis puntual no aporta información relevante para discernir la calidad de un plan de tratamiento. También que el factor dosis medio-dosis agua supone una diferencia significativa en las medidas, por lo que debe considerarse al comparar cualquier determinación de la dosis en un medio diferente al agua.

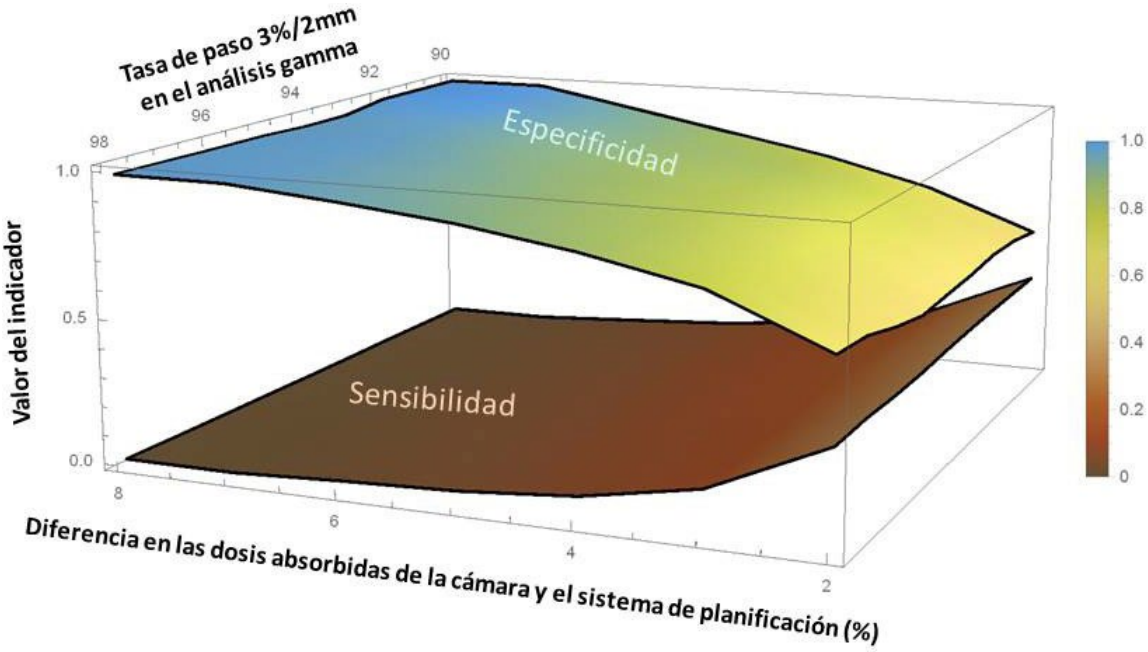


Figura 1: Sensibilidad y especificidad en función del umbral aceptado para la diferencia de las dosis absorbidas proporcionadas por la cámara y el sistema de planificación y el valor de la tasa de paso obtenida del análisis gamma como indicador de la validez de la verificación dosimétrica.

RESULTADOS DE LA AUDITORÍA DE LOS DISTINTOS PROTOCOLOS CBCT EN 11 ACELERADORES LINEALES DE ELEKTA DE LA RED DE GENESISCARE ESPAÑA, COMPARACIÓN CON LOS VALORES SUMINISTRADOS POR EL FABRICANTE Y ADECUACIÓN DE LA DOSIS A LOS RESULTADOS EXPERIMENTALES PARA SU INCLUSIÓN EN EL INFORME DOSIMÉTRICO EN BASE A LA LEGISLACIÓN VIGENTE

Casal Mesa, L. (1); Meilan Bermejo, E. (2); Brosed Aguilón, M. L. (3); Benítez Serrano, J. A. (4)
(1) Genesiscare Sevilla; (2) GenesisCare La Milagrosa; (3) GenesisCare Torrejón; (4) GenesisCare Córdona

INTRODUCCIÓN

Durante tres años se ha procedido a la toma de datos de las dosis administradas por CBCT en todos los aceleradores de GenesisCare de España. De los valores obtenidos se ha puesto de manifiesto la necesidad de uniformizar protocolos usados en las distintas unidades a fin de elaborar un programa de garantía de calidad acorde con la aplicación del RD 606/2019 en el que se establece la obligatoriedad de informar de todas las dosis a las que ha sido sometido el paciente durante las pruebas de imagen.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para las mediciones simultáneas de dosis, tasa de dosis, kilovoltaje, filtración, tiempo de exposición y forma de onda se emplea el Multímetro RaySafe2 y, para la determinación de la dosis se hace uso del Multímetro Raysafe X2 con cámara lápiz 10 cm y maniquí de cabeza–cuerpo modelo Pro-CT Dose.

Atendiendo a la normativa vigente en su Art.16 RD601/2019 como especialistas en Radiofísica se ha realizado las medidas de CTDI para completar el informe dosimétrico de todos los pacientes tratados incluyendo tanto las dosis para las imágenes que se usa para tratamiento como por posicionamiento en aceleradora lineales Elekta durante las sesiones de RT.

Se hace uso de la normativa vigente y acorde con su manual de usuario Elekta y se toman muestras durante 3 años de los protocolos más frecuentes de posicionamiento empleados para la realización de CBCT en cada unidad.

RESULTADOS

Haciendo uso de una hoja de cálculo destinada para este propósito se toman las muestras de los once aceleradores lineales analizados y se saca la optimización de los mismos en función de los criterios de Protección Radiológica.

DISCUSIÓN

Con este trabajo se pone de manifiesto la necesidad de particularizar las medidas de dosis por imagen en CBCT en cada unidad ya que la dosis que proporciona Elekta en sus manuales no están adaptadas a las características particulares de cada tubo de Rayos X que presentan diferentes rendimientos.

CONCLUSIONES

Se ha identificado que las dosis asignadas por Elekta pueden estar en discordancia con los resultados experimentales ya sea por modificaciones de los Preset o, por las diferencias de rendimientos de cada tubo de RX de cada unidad en particular. Se han analizado y medido a su vez para llegar a este propósito una unidad de España todos los protocolos definidos tal cual la casa comercial en nuestra unidad de GC Córdoba.

A la vista de los resultados obtenidos es de suma importancia establecer un procedimiento dentro del PGC que permita asegurar el cumplimiento Art.16 RD601/2019 donde, cualquier modificación del tubo o intervención del servicio técnico que pueda afectar a la dosis y calidad de imagen, debe quedar medido y registrado.

COMPROBACIÓN RÁPIDA DIARIA PARA EVALUACIÓN DE LA EXACTITUD DEL SISTEMA DE SGRT ALIGNRT INBORETM PARA HALCYONTM

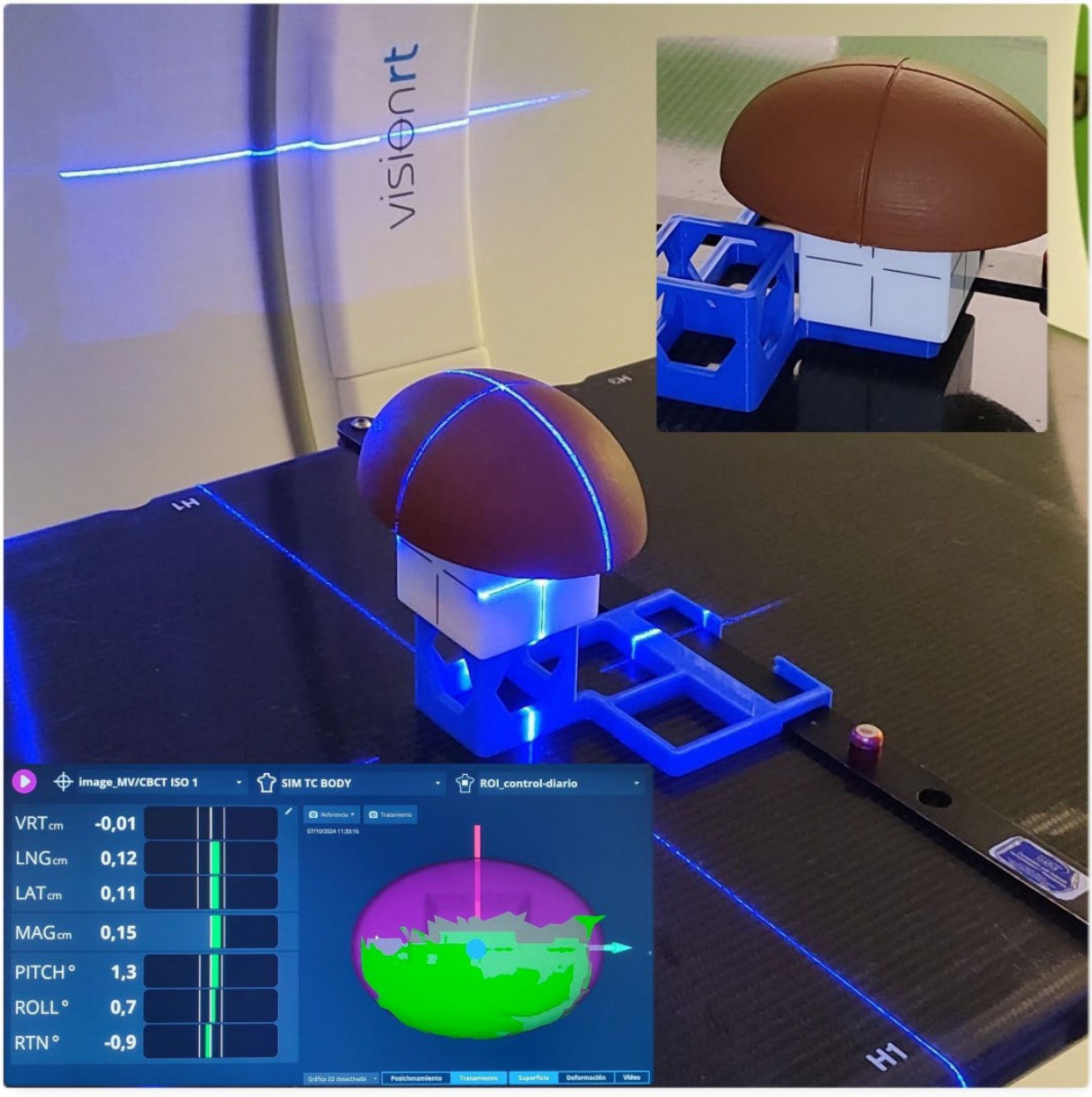
Soto Búa, M. (1); Fandiño Lareo, J. M. (1); Fernández Pérez, R. (1); Fernández Fernández, C. (1); Gesto Lage, C. (1); Guiu Souto, J. (1); Lado Cacheiro, L. (1); Simón García, P. (1)
(1) Centro Oncológico de Galicia (COG)

INTRODUCCIÓN

Se propone un método de verificación rápida para la evaluación diaria de la exactitud del sistema de radioterapia guiada por superficie (SGRT) AlignRT InBore™ (Vision RT) en el posicionamiento inicial del paciente y el control intrafracción. Esta se compara con la exactitud obtenida mediante imagen MV+MV en un acelerador Varian Halcyon™ 4.0 Hypersight.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha diseñado y fabricado mediante impresión 3D un maniquí de superficies curvas para acoplarse al maniquí Cubo MV (Vision RT). Este se fija a la mesa de tratamiento con una barra indexadora colocado sobre un soporte impreso en 3D, que permite dos posiciones: central y desplazada en los ejes lateral, vertical y longitudinal (ver figura).



El maniquí Cubo se alinea con los láseres externos del acelerador Halcyon™. A continuación, el maniquí 3D se acopla y se registra la magnitud del desplazamiento (MAG) con AlignRT™ respecto a la referencia. Se acciona la carga automática del

acelerador para ubicar el maniquí en el isocentro de tratamiento, registrando nuevamente el MAG con AlignRT InBore™. Se verifica el centraje mediante dos imágenes AP y lateral con el EPID, anotando la discrepancia de posicionamiento. Luego, el maniquí se sitúa en la posición desplazada y se adquiere una imagen kV-CBCT, que se analiza ajustando la posición del maniquí en el isocentro mediante comparación con un TC de referencia. Se aplica el desplazamiento automático de la mesa para reposicionar el maniquí en el isocentro y se registra el MAG. Finalmente, se realiza una comprobación de centraje con imágenes AP y lateral con el EPID, documentando la discrepancia de posicionamiento.

RESULTADOS

La tabla presenta las discrepancias promedio en el posicionamiento del maniquí en el isocentro obtenidas mediante AlignRT InBore™ y las imágenes AP y lateral:

SGRT			IGRT (MV+MV)	
$\overline{\text{MAG}}$ set-up [cm]	$\overline{\text{MAG}}$ isocentro [cm]	$\overline{\text{MAG}}$ reposicionado [cm]	$\overline{\text{MAG}}$ isocentro [cm]	$\overline{\text{MAG}}$ reposicionado [cm]
0,12 ± 0,04	0,15 ± 0,04	0,22 ± 0,06	0,06 ± 0,03	0,06 ± 0,03

En promedio la diferencia entre la posición determinada por SGRT y la obtenida mediante IGRT es de 0,9±0,5 mm cuando el maniquí es trasladado desde la posición de set-up al isocentro. Así mismo, cuando el maniquí se coloca en una posición desplazada y se reposiciona automáticamente al isocentro tras la comparación con la imagen kV-CBCT, la discrepancia promedio registrada es de 1,6±0,6 mm.

DISCUSIÓN

La implementación de una verificación diaria rápida del sistema de SGRT mediante un maniquí fabricado con materiales de fácil acceso resulta factible y puede integrarse de manera eficiente en el protocolo de control de calidad del acelerador. El maniquí desarrollado permite comprobar fácilmente que el sistema AlignRT InBore™ proporciona un posicionamiento inicial y un control intrafracción con una exactitud adecuada para garantizar la seguridad y reproducibilidad de los tratamientos.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en los controles diarios para el posicionamiento con el sistema AlignRT InBore™ muestran consistencia con la IGRT, obteniéndose discrepancias compatibles entre ambos que validan su aplicación para posicionamiento inicial y control intrafracción en el contexto de tratamientos de IMRT o VMAT con fraccionamiento estándar.

DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN DLG DE MOBIUS3D PARA PLANES IMRT Y VMAT EN TRUEBEAM Y ETHOS. LIMITACIÓN DE USO CON MOBIUSFX

Dorado Rodríguez, M. Del P. (1); Giner Sala, M. (1); Esposito, R. D. (1); Pérez Macho, M. M. (1); González Vicente, A. (1); Pérez Gómez, N. (1); Herranz González, M. (1)
(1) Hospital General Universitario de Elche

INTRODUCCIÓN

Se determinan los valores óptimos del factor DLG para planes IMRT y VMAT en máquinas TrueBeam y Ethos con energías de 6X y 6FFF. Se expone la limitación de uso encontrada al emplear el módulo MobiusFX, que no reconoce de forma adecuada el tipo de planificación, lo que conduce a un uso incorrecto del factor DLG para el cálculo de planes IMRT. Finalmente, se expone la solución adoptada hasta la corrección de este error en futuras versiones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se trabajó con la versión 4.0.2 de Mobius3D, con algoritmo de circunvolución/superposición de cono contraído (CCCS). Concretamente, se emplearon los módulos MobiusCalc (verificación secundaria a partir de los datos del TPS) y MobiusFX (Verificación de planes a partir de log files de la unidad de tratamiento).

El sistema de planificación empleado fue Eclipse v17, con algoritmo Acuros XB.

Las medidas dosimétricas se realizaron con cámara Semiflex3D (PTW) y el maniquí MVP (Mobius Verification Phantom), en máquinas TrueBeam y Ethos.

Se trabajó con planificaciones IMRT y VMAT, con energías de 6X y 6FFF.

Se calcularon 7 planes IMRT y 7 VMAT para cada máquina/energía. Se enviaron a Mobius3D fijando el factor de corrección DLG en 0, 1, -1, 0.5, -0.5 consecutivamente y se registraron los valores de dosis calculadas por MobiusCalc en el punto C del MVP en cada caso. Para cada plan, se midió la dosis recibida en ese mismo punto del maniquí con cámara de ionización. Se determinó, por ajuste lineal, el DLG óptimo para la maquina/técnica/energía.

Finalmente, se reevaluaron todos los planes con MobiusCalc y MobiusFX, comparándose la tasa de aprobación gamma 3%3mm con DLG optimizado, frente a la tasa de aprobación con DLG 0 (por defecto).

RESULTADOS

Los valores DLG óptimos obtenidos por máquina/técnica/energía fueron:

	TRUEBEAM		**ETHOS**
DLG Óptimo / Energía	**6X**	**6FFF**	**6FFF**
IMRT	-0.1489	-0.556	0.3833
VMAT	-0.3014	-0.8513	-1.4369
Promedio	*-0.2884*	*-0.72785*	*-0.3293*

Se comprobó que la tasa de aprobación del criterio gamma 3%3mm mejoró en el 100% de los planes calculados con MobiusCalc. Sin embargo, se observó que la tasa de aprobación gamma decaía notablemente en los planes IMRT calculados con MobiusFX, especialmente en la máquina Ethos. Tras realizar diferentes pruebas se concluyó que MobiusFX identifica como VMAT todos los planes recibidos, aplicando el factor DLG erróneamente a los planes IMRT.

DISCUSIÓN

Se determinaron los valores óptimos del factor DLG (por máquina/técnica/eneregía) para Mobius3D. Estos valores mejoraron todas las tasas de aprobación gamma en los cálculos de MobiusCalc, no así en los planes IMRT analizados con MobiusFX. Se concluyó que existe un problema de identificación del tipo de plan, y se optó por utilizar el mismo factor DLG para todos los planes, independientemente de la técnica. Este DLG (por máquina/energía) se obtuvo como promedio de los DLG óptimos determinados incialmente.

Los valores DLG promedio mejoran las tasas de aprobación gamma respecto al valor por defecto, por lo que se emplearán hasta que se resuelva este error en futuras versiones del software.

EVALUACIÓN DEL SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC EN UN FLUJO DE TRABAJO DE INSPIRACIÓN MANTENIDA PROFUNDA UTILIZANDO UN MANIQUÍ TORÁCICO DE IMPRESIÓN 3D

García Hernández, M. J. (1); Sanz García, I. (1); Soza Marañón, Á. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); Barba Pérez, J. C. (1); Ayala Lázaro, R. (1); Ruiz Galán, G. (1); García Marcos, R. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); Rodríguez Rodríguez, M. (1); Gomez Cores, M. S. (1)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

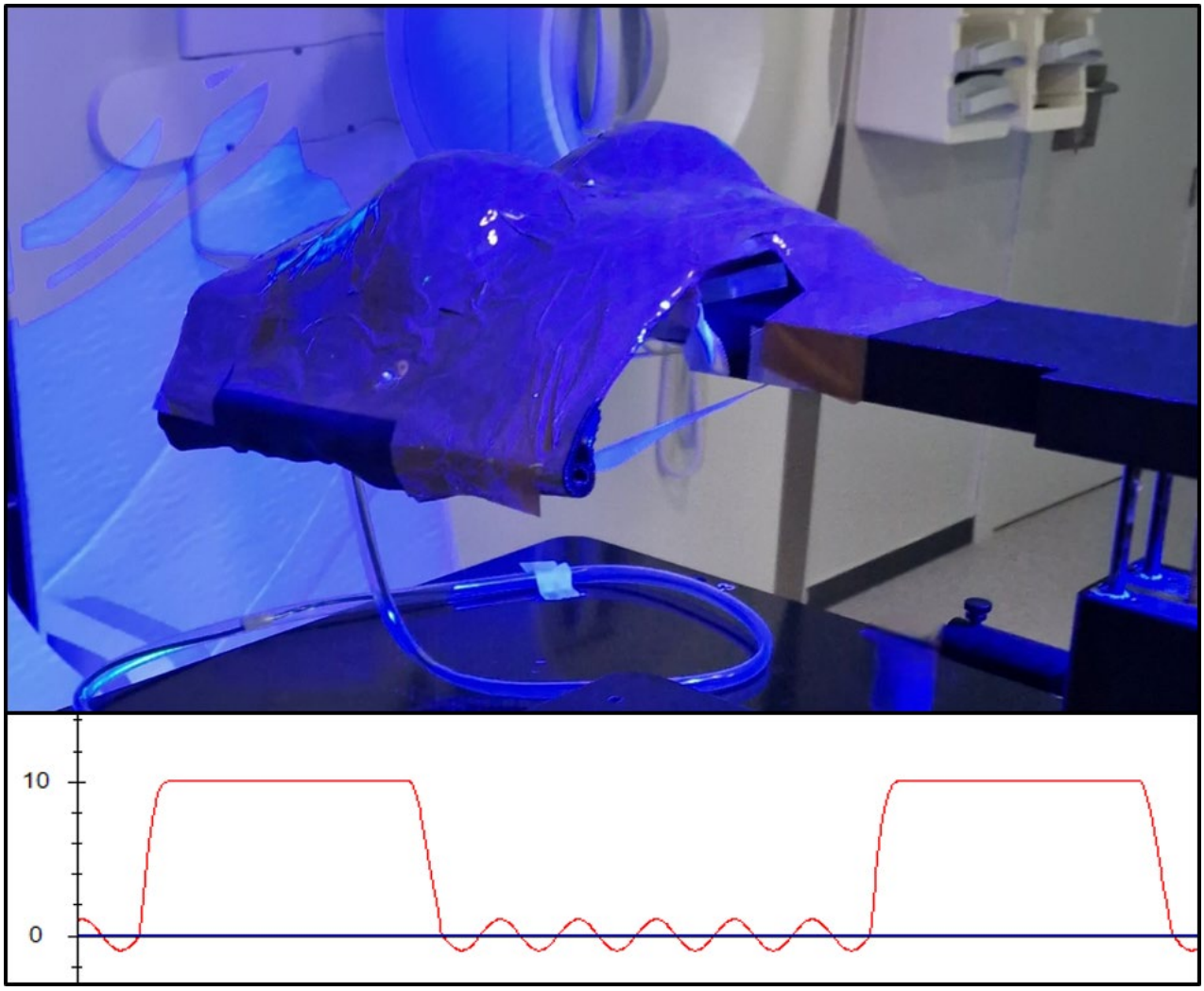
La técnica de inspiración mantenida profunda (Deep Inspiration Breath Hold, DIBH) en radioterapia de mama consiste en administrar la irradiación durante la fase de inspiración profunda, con el objetivo de alejar las estructuras de riesgo del volumen de tratamiento. Para garantizar la efectividad del procedimiento, es fundamental que tanto la superficie como las estructuras internas del paciente se mantengan dentro de los márgenes establecidos durante las sucesivas inhalaciones.

Este estudio evalúa el sistema ExacTrac Dynamic (Brainlab AG), que combina monitorización de superficie con imágenes estereoscópicas de RX para verificar y ajustar el posicionamiento del paciente en tiempo real. Además, el sistema controla el haz de radiación, interrumpiendo y reanudando la irradiación de acuerdo con la tolerancia establecida en la posición de inspiración profunda.

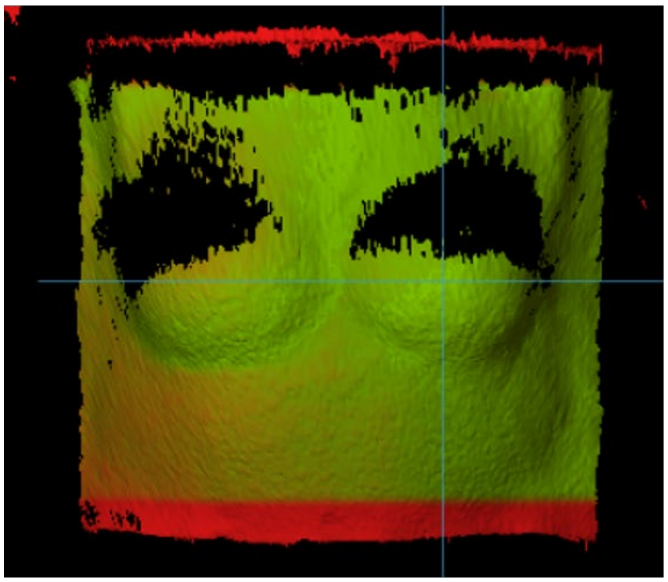
El objetivo de este trabajo es determinar si el sistema mantiene la precisión del posicionamiento intrafracción y la consistencia en la administración de la dosis durante el gating respiratorio.

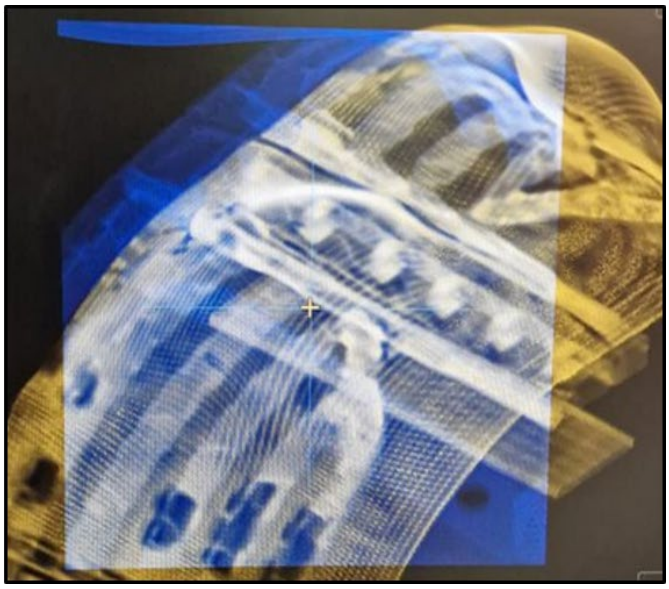
MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un maniquí torácico impreso en 3D, diseñado para simular la superficie de la mama y la anatomía ósea del tórax. Se colocó sobre una plataforma móvil programada para reproducir una curva respiratoria alternando respiración libre e inspiración mantenida durante 15 segundos, con una elevación de 1 cm respecto a la posición basal (Figura 1).



El pre-posicionamiento se llevó a cabo mediante monitorización de superficie en respiración libre, comparando la superficie de referencia con la detectada por el sistema de cámaras 3D. Posteriormente, se adquirieron imágenes estereoscópicas de RX en inspiración profunda, y se realizó el registro con las imágenes de referencia (DRR) para efectuar el ajuste final del posicionamiento (Figura 2).





La exactitud del posicionamiento se verificó mediante un test de Winston-Lutz, irradiando una esfera de acero inoxidable de 8 mm de diámetro fijada a la superficie interna del maniquí, ubicada en el isocentro de un acelerador Versa HD (Elekta). Este procedimiento se repitió a lo largo de varios ciclos respiratorios, en la posición de inhalación, para confirmar la estabilidad en la monitorización de la posición.

Para evaluar la dosis, se utilizó una cámara de ionización tipo Farmer, integrada en un inserto adherido a la superficie interna del maniquí. Se comparó la dosis puntual en reposo, en inhalación, con la dosis administrada durante un tratamiento VMAT, alternando entre respiración libre e inspiración mantenida profunda.

RESULTADOS

El test de Winston-Lutz confirmó que el posicionamiento y monitorización mediante Exactrac Dynamic mantuvo el maniquí alineado con el isocentro del haz de tratamiento, registrando desviaciones inferiores a 0,5 mm en las distintas posiciones de inhalación analizadas.

Las medidas de dosis puntual mostraron una variación inferior al 0,5% entre las condiciones de reposo y gating, lo que confirma que las interrupciones y reanudaciones del haz no afectan la estabilidad de la dosis administrada, garantizando una correcta sincronización entre el sistema de control del haz y el acelerador.

CONCLUSIÓN

El sistema ExacTrac Dynamic demostró precisión en el control del posicionamiento intrafracción y consistencia en la administración de la dosis puntual durante un flujo de trabajo de DIBH.

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO PARA EL MANEJO DE PACIENTES RE-IRRADIADOS

Roch Gonzalez, M. (1); Simón De Blás, R. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Botella Faus, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Paradela Diaz, G. (1); Gallego Molina, C. (1); Castro Tejero, P. (1)
(1) H.U. La Princesa

INTRODUCCIÓN/OBJETIVO

Los avances en el tratamiento del cáncer en los últimos años han logrado un aumento de la supervivencia de estos pacientes. Los casos de recurrencia, metástasis o nuevos tumores después de un primer curso de radioterapia son cada vez más frecuentes. El desarrollo de nuevas técnicas de RT más precisas hace factible la re-irradiación de pacientes manteniendo un equilibrio entre control tumoral y toxicidad en órganos de riesgo provocada por la dosis acumulada.

El objetivo de este trabajo es describir un protocolo de manejo de pacientes re-irradiados en un Servicio de Oncología Radioterápica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se define un procedimiento multidisciplinar en el que oncólogo, radiofísico y dosimetrista deben implicarse para su optimización.

RESULTADOS

El procedimiento de manejo de pacientes re-irradiados cuenta con las siguientes etapas (Fig. 1):

- *Prescripción del tratamiento*. Se debe especificar, junto con los datos de prescripción habituales para el tratamiento actual, al menos, los siguientes datos del tratamiento previo: localización, dosis y fraccionamiento, fecha y centro RT.
- *Recopilación de la información clínica del tratamiento previo*. Si es paciente del Servicio se dispondrá de toda la información relativa al plan previo. Si no, se solicitará al Servicio RT externo toda la información disponible relativa al plan previo, en el mejor de los casos los archivos DICOM del tratamiento, o al menos, información sobre la técnica de tratamientos, configuración de los campos, imágenes de la distribución de dosis, etc.
- *Contorneo PTV y OAR*. Se realiza un registro de las imágenes del TC de planificación previo y actual, prestando especial atención a órganos de riesgo localizados en la zona de solapamiento de ambos tratamientos. Se definen las estructuras objetivo y OAR.
- *Confirmación situación de re-irradiación (ReRT)*. Se trata de una re-irradiación del paciente si existe solapamiento entre el volumen irradiado del tratamiento previo y del actual, o si las dosis acumuladas pueden comprometer la toxicidad en órganos de riesgo.
- *Planificación del paciente ReRT*:
- Cálculo de los límites de dosis del tratamiento actual teniendo en cuenta la dosis administrada en el tratamiento previo. Para ello se utiliza una hoja de cálculo (Fig. 2) donde se considera la hipótesis más conservadora en la que los puntos donde se alcanzan los máximos de ambos tratamientos coinciden.
- Optimización del plan ReRT. En el caso de que con la hipótesis de suma de máximos no se cumplan las metas clínicas del plan, será preciso utilizar otras estrategias: estructuras auxiliares para delimitar zonas críticas, reducción de cobertura en zonas de solapamiento y/o evaluación de la dosis acumulada en EQD2, siempre teniendo en cuenta la incertidumbre asociada al registro de imágenes de planificación.
- *Documentación del tratamiento ReRT*. Se debe aprobar un informe que incluya la descripción de los registros de imagen realizados, los OAR afectados, conjunto de hipótesis asumidas en la optimización del plan, justificación del cálculo de los límites de dosis actualizados y los parámetros radiobiológicos utilizados.

CONCLUSIONES

La complejidad de los pacientes re-irradiados exige la implementación de un procedimiento específico para su tratamiento.

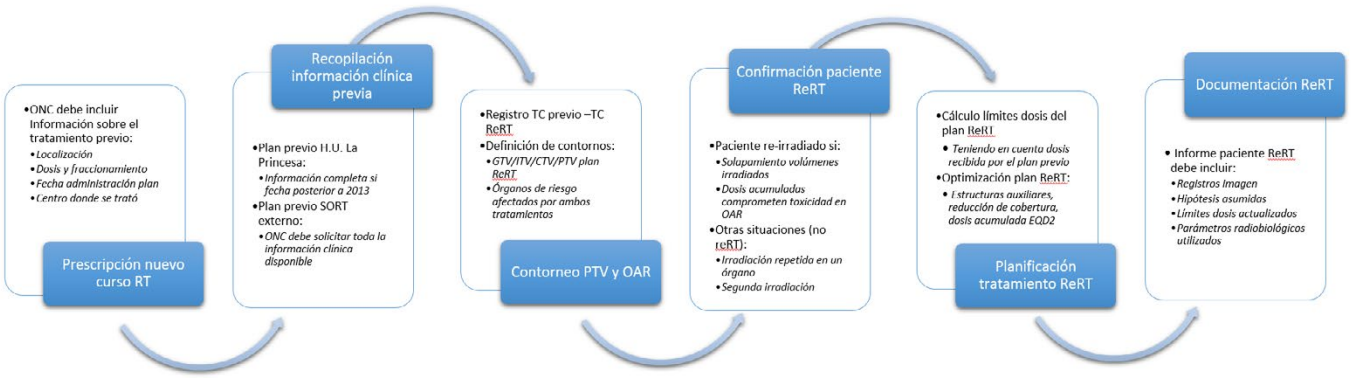


Figura 1

Hospital Universitario de La Princesa
SaludMadrid

HOSPITAL UNIVERSITARIO DE LA PRINCESA
Radiofísica S° Oncología Radioterápica

CÁLCULO DE LOS LÍMITES DE DOSIS EN PACIENTES RE-IRRADIADOS

Estructura	Métrica	Dosis física tratamiento previo (Gy)	Dosis previa EQD2 (Gy) (a)	Descuento Dosis (%)	Dosis previa** EQD2 (Gy) (b)	Límite Dosis EQD2 (Gy)	Dosis restante EQD2 (Gy) ©	Dosis física permitida tratamiento actual (Gy) (d)	
Médula	D0,035cc	12	17,3	50%	8,7	50	41,3	24,9	Calcular
									Calcular
									Calcular
									Calcular
									Calcular
									Calcular
									Calcular
									Calcular

Instrucciones:

Rellenar las casillas de color naranja, ID, esquema y fecha del tratamiento actual y del tratamiento previo. Incluir en el listado todos los OAR afectados por ambos tratamientos. Para cada uno de ellos introducir la dosis física recibida en el tratamiento previo, el descuento de dosis si se aplica y el límite de dosis en fraccionamiento convencional (EQD2). Pulsar calcular para determinar la dosis física permitida con el nuevo fraccionamiento. En "Métrica" indicar si se va a cuantificar la Dmáx, D0.1cc, D0.035cc, D2%.

ID Paciente

	D - Dosis total (Gy)	n - Número Sesiones	Fecha
(1) Tratamiento previo	54	3	mar-13
(2) Tratamiento actual	50	5	abr-24

αβ para OAR: 2,5

(a) $D_{EQD2} = D_1 (1+ (D_1/n_1)/\alpha\beta) / (1+2/\alpha\beta)$

(b) $D_{EQD2}{}^{**} = D_{EQD2} . DD (\%)$

(c) $(D_{EQD2})_2 = LD_{EQD2} - D_{EQD2}{}^{**}$

(d) $(D_{EQD2})_2 (1+2/\alpha\beta) = D_2 + (D_2)^2 / n_2.\alpha\beta$

NOTAS:

FIGURA 2

MÉTODOS DE COMPENSACIÓN DE DOSIS BIOLÓGICA EQUIVALENTE EN TRATAMIENTOS INTERRUMPIDOS DE CABEZA Y CUELLO

Sanchez Casi, M. (1); Jiménez Puertas, S. (1); González González, T. (1); Castillo Peña, P. (1); González Rodríguez, A. (1); Diez Chamarro, J. (1); Lozares Cordero, S. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet

INTRODUCCIÓN

Las interrupciones en tratamientos radioterápicos disminuyen el control tumoral. En este trabajo se comparan los diferentes métodos de compensación de dosis ante interrupciones en tratamientos de localización cabeza y cuello.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se eligen retrospectivamente 10 pacientes con tratamientos interrumpidos. La dosis de prescripción es 70 Gy, 35 fracciones, con tiempo total de tratamiento de 49 días. Cada tratamiento se interrumpe en diferente momento, y con paradas entre 1 y 3 días.

Se consideran 3 métodos de compensación:

- Conservar el tiempo total de tratamiento aumentando la dosis por fracción.
- Alargar el tiempo total de tratamiento dando todas las fracciones.

- Alargar el tiempo total de tratamiento dando todas las fracciones más una.

Las ecuaciones aplicadas para la dosis biológica equivalente (DBE) son [1]:

$$DBE_{OAR} = nd/left(1 + /fracd/alpha//beta/right)$$

$$DBE_{PTV} = nd/left(1 + /fracd/alpha//beta/right) - /kappa/left(T - T_{delay}/right)$$

Siendo:

- n: fracciones
- d: dosis/sesión
- T: tiempo total tratamiento
- α/β: 10Gy en tumores y 3Gy en tejido sano (salvo médula 2Gy)
- Cabeza y cuello: κ=0,9Gy/día; Tdelay=28días [2]

Se comparan las DBE de tejidos sanos y tumor de cada opción de compensación con la del tratamiento original.

RESULTADOS

				DBE (Gy)				Dif (%)		
α/β (Gy)	**Paciente**	**Fracción parada**	**Tiempo parada (d)**	**Original**	**Opción1**	**Opción2**	**Opción3**	**Opción1**	**Opción2**	**Opción3**
3	**1**	15	3	116,67	121,37	116,67	120,00	4,03	0,00	2,86
	2	10	2		119,57			2,48		
	3	22	2		119,82			2,70		
	4	16	2		119,65			2,55		
	5	27	2		120,22			3,05		
	6	30	2		121,11			3,81		
	7	32	2		124,67			6,86		
	8	22	1		118,11			1,24		
	9	18	1		118,08			1,21		
	10	25	1		118,15			1,27		
2	**1**	15	3	140,00	147,06	140,00	144,00	5,04	0,00	2,86
	2	10	2		144,35			3,11		
	3	22	2		144,73			3,38		
	4	16	2		144,47			3,19		
	5	27	2		145,33			3,81		
	6	30	2		146,67			4,76		
	7	32	2		152,00			8,57		
	8	22	1		142,17			1,55		
	9	18	1		142,13			1,52		
	10	25	1		142,22			1,59		

Tabla1: Resultados para tejido sano. Dif: Diferencia opción menos original.

				DBE (Gy)				Dif (%)		
α/β (Gy)	**Paciente**	**Fracción parada**	**Tiempo parada (d)**	**Original**	**Opción1**	**Opción2**	**Opción3**	**Opción1**	**Opción2**	**Opción3**
10	**1**	15	3	651,00	6651,18	6240,00	6210,00	2,17	-4,15	-4,61
	2	10	2		6596,96	6330,00	6480,00	1,34	-2,76	-0,46
	3	22	2		6604,55	6330,00	6480,00	1,45	-2,76	-0,46
	4	16	2		6599,41	6330,00	6300,00	1,37	-2,76	-3,23
	5	27	2		6616,67	6330,00	6480,00	1,64	-2,76	-0,46
	6	30	2		6643,33	6330,00	6480,00	2,05	-2,76	-0,46
	7	32	2		6750,00	6330,00	6480,00	3,69	-2,76	-0,46
	8	22	1		6553,33	6420,00	6570,00	0,67	-1,38	0,92
	9	18	1		6552,50	6420,00	6570,00	0,65	-1,38	0,92
	10	25	1		6554,44	6420,00	6570,00	0,68	-1,38	0,92

Tabla2: Resultados para tumor. Dif: Diferencia opción menos original.

DISCUSIÓN

En tejido sano, la opción 2 no obtiene diferencias respecto al original al mantener el número de fracciones y la dosis por fracción, a diferencia de las opciones 1 y 3, que obtienen DBEs mayores. En las opciones 2 y 3, no hay diferencias entre pacientes al mantener el número de fracciones y la dosis por fracción para todos ellos. En la opción 1, con interrupciones cortas las DBEs son generalmente menos elevadas, salvo si la interrupción se produce casi al final del tratamiento, que se obtienen DBEs mayores.

En el tumor, la opción 1 siempre aumenta la DBE. En esta opción, dado que se reparte la dosis restante en el número de fracciones restantes, a mayor tiempo de parada, mayor DBE. Además, del mismo modo que con el tejido sano, cuanto más cerca del final del tratamiento se produzca la parada, mayor DBE. La opción 2 resulta la peor para el control tumoral, pues se obtienen DBEs menores e inferiores al original. A mayor tiempo de parada, menor DBE. En la opción 3, si el tiempo de parada es corto se obtienen DBEs muy similares al original. Sin embargo, si la fracción añadida es un lunes, el tiempo total se alarga en 3 días, disminuyendo bastante la DBE.

CONCLUSIONES

Los resultados de la opción 1 muestran que interrupciones finales se traducen en una mayor pérdida del control tumoral que a principios de tratamiento. Las opciones 2 y 3 son independientes de cuándo se produce la interrupción. En la opción 2, no aumenta la dosis a los órganos de riesgo, pero se pierde dosis tumoral. En la opción 3, la DBE tumoral disminuye a mayor tiempo de parada.

Para realizar una buena compensación se debe estudiar cada caso particular y la elección final dependerá del criterio médico.

REFERENCIAS

ISBN: 9781905034321

DOI: 10.1053/CLON.2002.0111

PUESTA EN MARCHA DEL PROTOCOLO DE GARANTÍA DE CALIDAD DE UN EQUIPO RESONANCIA MAGNÉTICA–SIMULADOR

Torres López, M. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Alejo Luque, L. (2); Escalada Pastor, C. (1); Montes Uruén, A. (1); Sánchez Rubio, P. (1); Liñán Rodríguez, P. M. (1); Orive Escalada, J. (1)
(1) HUPHM; (2) HUGM

INTRODUCCIÓN

El uso creciente de imágenes obtenidas por resonancia magnética (RM) para la delimitación de volúmenes e incluso cálculo de dosis absorbida de tratamiento de radioterapia, ha fomentado el desarrollo de equipos RM adaptados para la obtención de imagen en condiciones de tratamiento, conocidos como RM simuladores. Estos equipos utilizan sistemas de inmovilización compatibles e incorporan sistemas de láseres externos para el posicionamiento de pacientes.

Dadas las peculiaridades y funcionalidad añadida de este tipo de equipos de RM, es necesario implantar un programa de garantía de calidad específico. El objetivo de este trabajo es analizar los resultados preliminares de la puesta en marcha de un protocolo control de calidad de un equipo RM-Simulador.

MATERIAL Y MÉTODOS

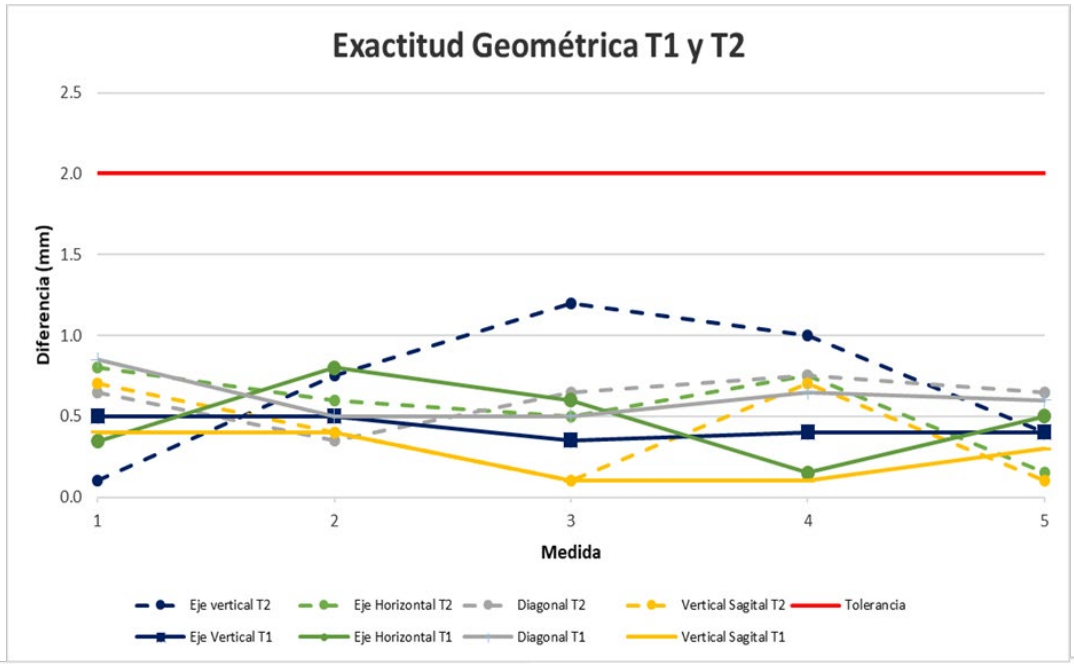
Se obtuvieron imágenes de un maniquí ACR de tamaño mediano (Pro-Project GROUP SP. Z O.O), debido a su compatibilidad con la antena de cráneo, mediante el equipo de resonancia magnética MAGNETOM SOLA 1.5 T (Siemens Healthcare GmbH), seleccionando los parámetros de adquisición descritos en el Programa de Acreditación de Resonancia Magnética ACR (Large and medium Phantom Test Guidance for the MRI Accreditation Program 10.19.2022). Para el análisis de las imágenes se utilizó el software Image J (1.48e).

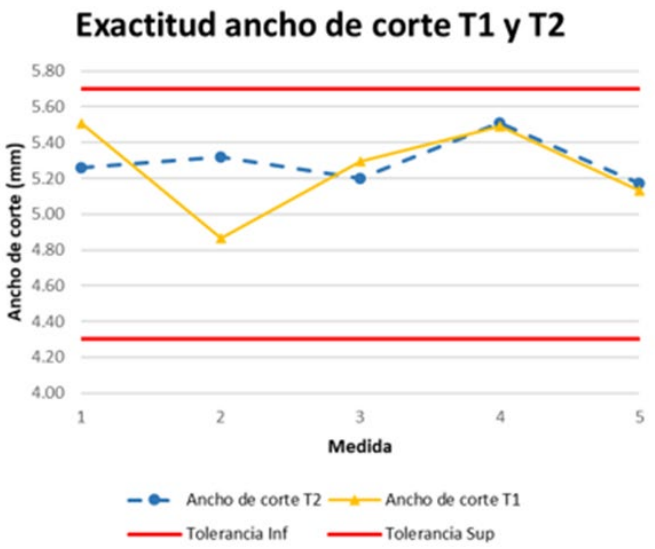
El maniquí ACR está formado por diferentes módulos que permite evaluar los siguientes parámetros: exactitud geométrica, resolución espacial de alto contraste, exactitud del espesor de corte, exactitud del posicionamiento de corte, uniformidad de la intensidad de la imagen, porcentaje de ghosting, detectabilidad de objetos de bajo contraste, y evaluación de artefactos.

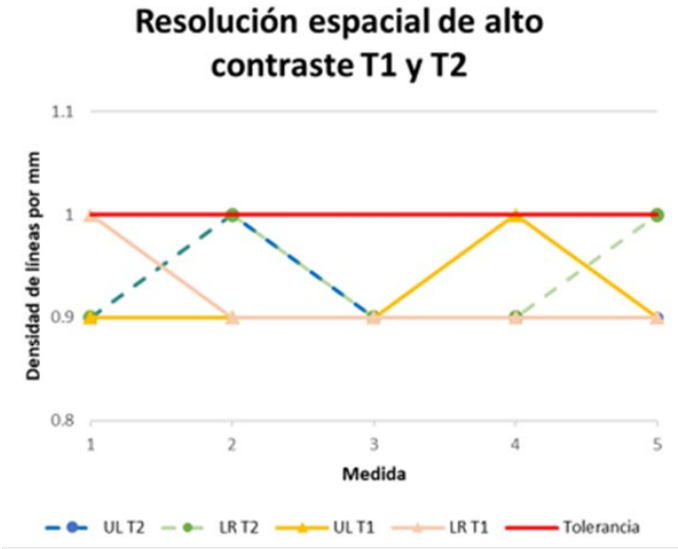
Para la verificación de la coincidencia de los láseres externos DORADOnova MR3T (LAP GmbH Laser Applikationen) y el isocentro se analizaron imágenes del maniquí Aquarius (LAP GmbH Laser Applikationen) con el software Syngo.via (Siemens Healthcare GmbH).

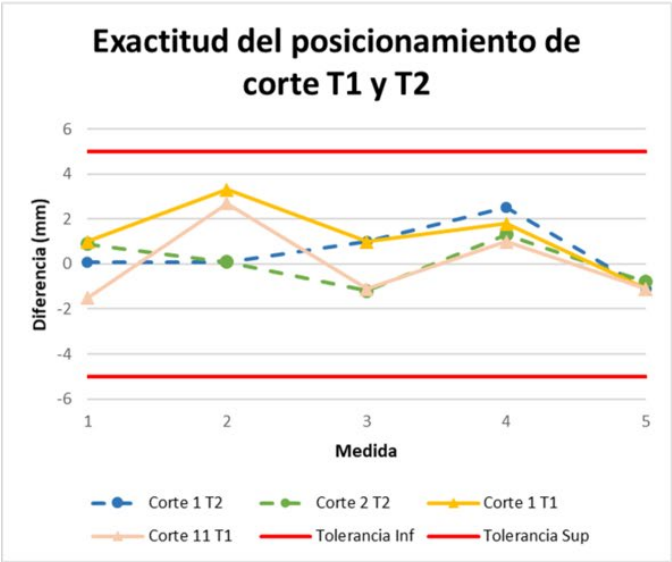
RESULTADOS

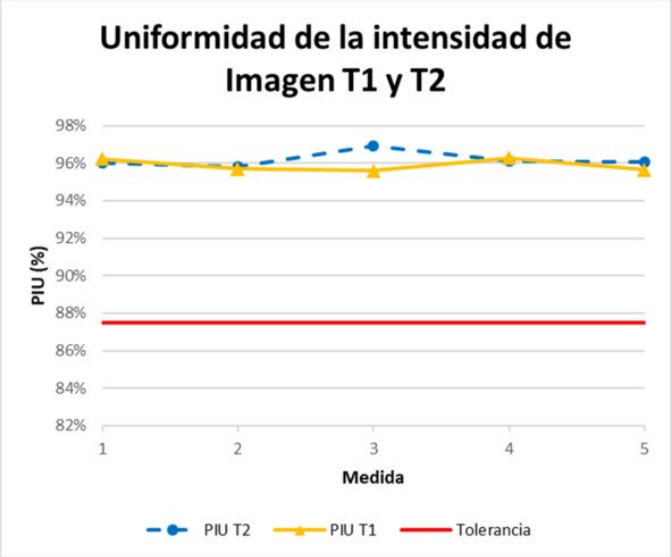
Se empleó una hora en realizar el control de calidad. Las figuras 1 y 2 muestran los resultados obtenidos mediante el maniquí ACR correspondientes a una serie de cinco medidas, de cinco semanas diferentes.

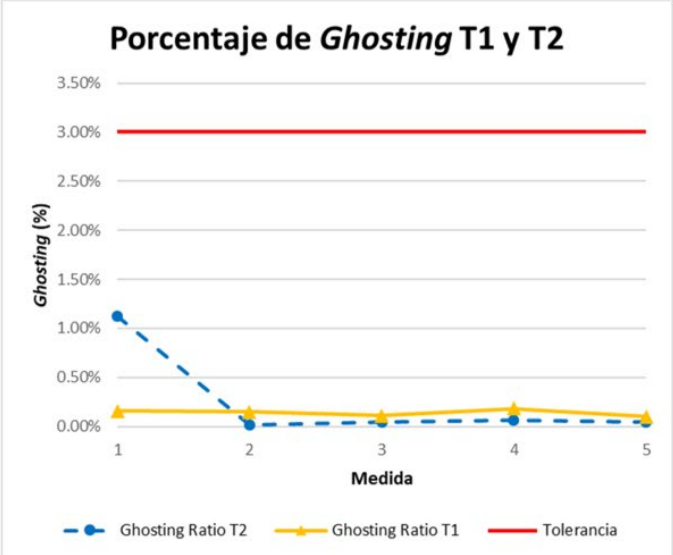

Exactitud Geométrica T1 y T2
Diferencia (mm)
2.5
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
1
2
3
4
5
Medida
Eje vertical T2
Eje Horizontal T2
Diagonal T2
Vertical Sagital T2
Tolerancia
Eje Vertical T1
Eje Horizontal T1
Diagonal T1
Vertical Sagital T1

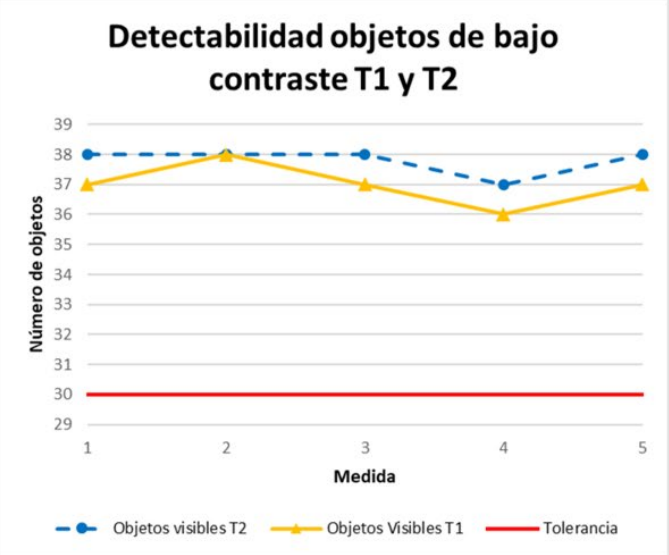

Exactitud ancho de corte T1 y T2
Ancho de corte (mm)
5.80
5.60
5.40
5.20
5.00
4.80
4.60
4.40
4.20
4.00
1
2
3
4
5
Medida
Ancho de corte T2
Ancho de corte T1
Tolerancia Inf
Tolerancia Sup


Resolución espacial de alto contraste T1 y T2
Densidad de líneas por mm
1.1
1
0.9
0.8
1
2
3
4
5
Medida
UL T2
LR T2
UL T1
LR T1
Tolerancia









Los resultados obtenidos se encuentran dentro de las tolerancias especificadas en el Programa de Acreditación de resonancia magnética ACR. La exactitud del posicionamiento de los láseres externos y del isocentro es inferior a 1 mm, tolerancia indicada en el documento TG-248 de la AAPM.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha implementado un programa básico de garantía de calidad, de una hora de duración, que evalúa los principales parámetros de la imagen, así como la exactitud en el coincidencia[SR1] de los láseres externos y el isocentro. Los resultados obtenidos se encuentran dentro de las tolerancias establecidas. La realización semanal de estas pruebas permite analizar la evolución del equipo de imagen, y detectar posibles comportamientos o tendencias anómalas (difícilmente evaluables en imágenes de pacientes). Una vez familiarizado con el control de calidad se puede ajustar la periodicidad a la establece el documento TG-284 de la AAPM (mensual).

Dada la trascendencia de posibles defectos en las imágenes RM en general y en su uso para Radioterapia en particular, se considera justificada la realización periódica de control de calidad de estos equipos.

ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN DIRECTDENSITY EN TC DE SIMULACIÓN PARA PROTOCOLOS CLÍNICOS

Naranjo Jiménez, N. (1); Calatrava Ramírez, M. (1); Martín-Viera Cueto, J. A. (1); Moral Sánchez, S. C. (1); Navarro Guirado, F. (1); Alguacil Pedraza, O. M. (1)
(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

Las curvas de calibración en CT, número CT frente a densidad relativa al agua electrónica o másica, presentan dos regiones diferenciadas. Para materiales con densidades inferiores a la unidad, la relación con el número CT es lineal y prácticamente independiente del voltaje de tubo seleccionado. En la región de atenuadores más densos que el agua se pierde esta tendencia. La desviación respecto al modelo proporcional se acentúa a menores kVp: al aumentar la probabilidad de efecto fotoeléctrico, la atenuación estimada es mayor y se sobreestima el número CT.

El Algoritmo DirectDensity de Siemens implementa métodos iterativos para mantener esa relación independiente del voltaje también en la región de mayor densidad.

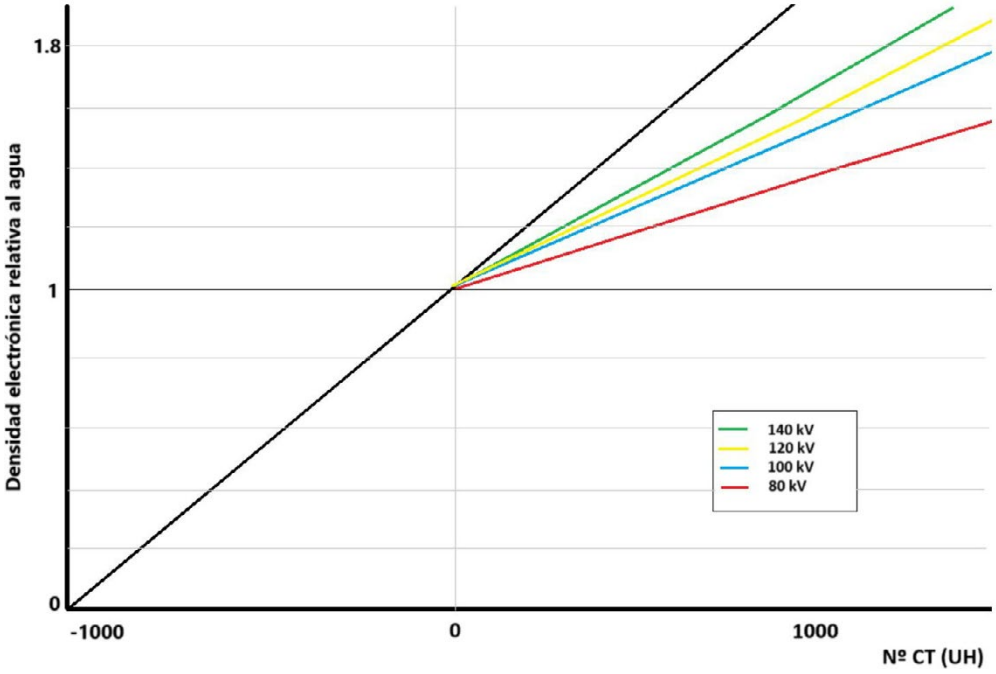


Imagen 1: curva de calibración DirectDensity vs curvas de calibración convencionales dependientes del voltaje.

MATERIALES

- TC Somaton Go de *Siemens Healthineers* .
- Maniquí 1476 Advanced Electron Density Phantom de *Sun Nuclear Inc. (FL, EEUU)* con insertos de densidades electrónicas y másicas conocidas.
- Software Rapid Check Version 2.X de *Sun Nuclear* para analizar las imágenes.

MÉTODOS

Se analizan dos configuraciones del maniquí:

A. con insertos metálicos.
B. sin insertos metálicos.

Para cada una, se siguen los siguientes pasos:

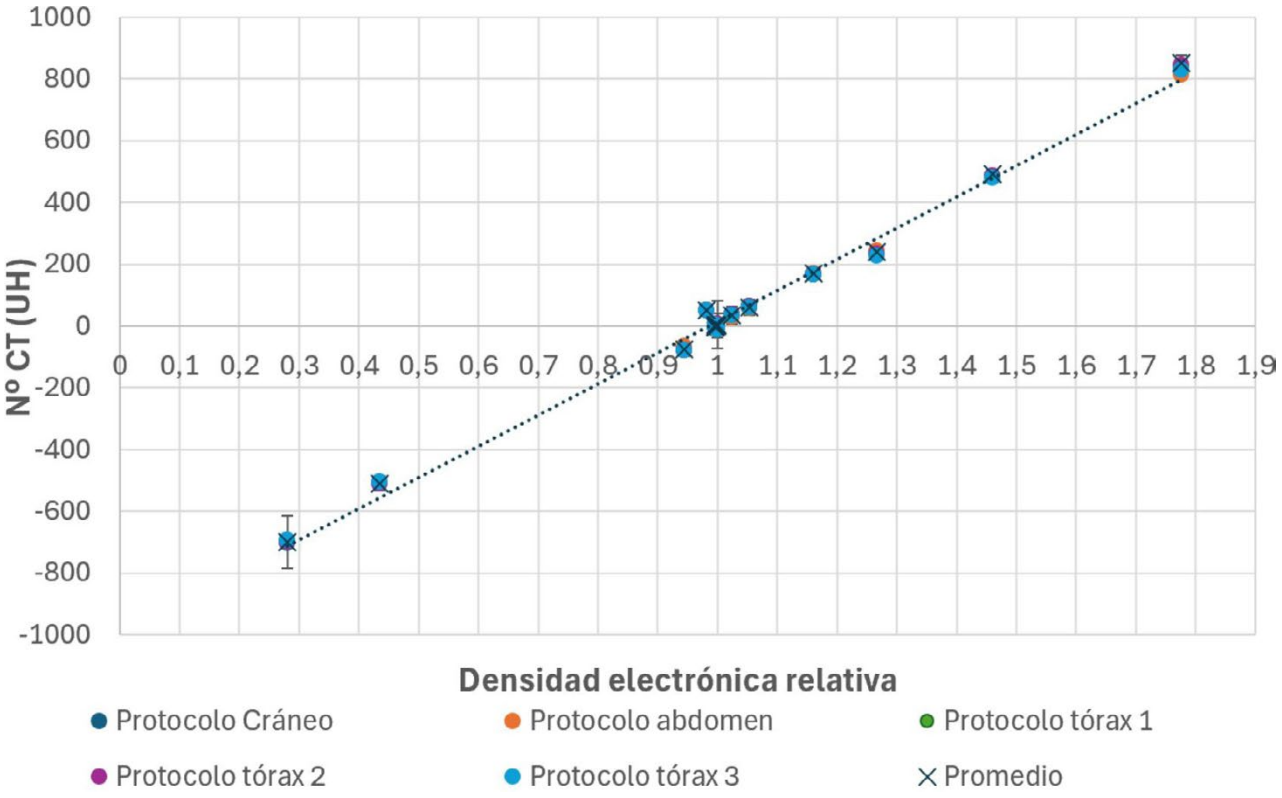
- Estudio CT para cinco protocolos clínicos: cerebro, abdomen y tres de tórax.

- Con el software Rapid Check se realiza un barrido 3D, obteniéndose para cada inserto un valor medio de nº CT y desviación estándar por protocolo.
- Con la información de los cinco protocolos se obtiene para cada inserto un valor promedio ponderado por el inverso de la varianza al cuadrado y la correspondiente desviación estándar.

Los voltajes de tubo empleados están comprendidos entre 90 y 140 kVp. Se ha trabajado con modulación de corriente y voltaje.

RESULTADOS

En la gráfica 1 se representan los valores experimentales del número CT para cada protocolo, así como los valores ponderados por el inverso de la varianza frente a la densidad electrónica para cada inserto en la configuración A.



Gráfica 1: número CT medido frente a la densidad relativa. Valores y recta promedio.

Todos los puntos experimentales están contenidos en un intervalo de ±1□ del valor promedio ponderado. Los valores promedios siguen una relación lineal con un índice $R^2 = 0,993$.

Esta relación se mantiene hasta densidades relativas en torno a 1,8, correspondiente a hueso cortical. La linealidad se pierde para metales.

DISCUSIÓN

En el contexto de un TC de simulación, la curva de calibración independiente del kilovoltaje seleccionado permitiría trabajar con modulación de tensión, mejorando el contraste de la imagen en reconstrucción estándar. De esto se beneficiaría el proceso de autocontorneo.

Dado que esta reconstrucción corrige la sobreestimación de densidad característica de kilovoltajes bajos, la dosimetría en pacientes también se vería favorecida. A su vez, facilitaría la visualización interna de las estrucutas óseas, lo que ayudaría en la detección de lesiones líticas.

CONCLUSIONES

La reconstrucción DirectDensity ofrece ventajas dosimétricas y facilita la delimitación de estructuras. Si bien, sería conveniente revisar el contorneo automático de estructuras.

BIBLIOGRAFÍA

[1] "DirectDensity™: Technical principles and implications for radiotherapy" Manual usuario Siemens.

DISCREPANCIA DE CORRECCIÓN ENTRE SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC E IMAGEN CBCT PARA UN MANIQUÍ CRANEAL

Morera Cano, D. (1); Arias Castro, P. (1); Alarcon Ros, R. (1); Gil López, C. (1)
(1) Hospital Universitario Son Espases

INTRODUCCIÓN

El sistema de radioterapia guiada por imagen ExacTrac Dynamic (EXTD) de Brainlab, permite corregir la posición del paciente en los 6 grados de libertad mediante la adquisición de dos imágenes de rayos-X ortogonales. El objetivo de este trabajo será comparar la discrepancia entre la corrección realizada por el sistema EXTD, con la corrección realizada con el software de XVI de Elekta tras la adquisición de una imagen CBCT, estándar del servicio.

MATERIALES Y MÉTODOS

El sistema EXTD permite realizar correcciones en la colocación del paciente de forma rápida y con menor exposición para el paciente que en el caso de imágenes CBCT. Al no ser un sistema integrado en el gantry del LINAC, admite obtener imágenes intrafracción, además de imágenes en tratamientos con giro de mesa, permitiendo corregir la posición del paciente y reduciendo las incertidumbres asociadas a este tipo de tratamientos.

Para realizar esta comparativa se ha obtenido una imagen de simulación de un maniquí antropomórfico craneal (BainLab AG) con estructuras equivalentes a hueso, la imagen TC tenía un espesor de corte de 1,0 mm. Con esta imagen se ha seguido el flujo clínico hasta llegar a la etapa de tratamiento. En esta etapa, se ha preposicionado el maniquí con el sistema óptico de EXTD, a continuación se han obtenido dos imágenes de rayos X ortogonales para realizar la corrección en los 6 grados de libertad con el sistema EXTD, y finalmente se ha corregido la posición con la mesa HexaPOD de Elekta. Con el maniquí en esta posición (isocentro sistema EXTD) se ha realizado una imagen CBCT, y se ha corregido con el software XVI de forma automática la posición del maniquí, el valor de esta corrección corresponde a la discrepancia entre el sistema EXTD y el sistema XVI. Este mismo procedimiento, con nueva colocación del maniquí, preposicionado, imagen y corrección con EXTD, e imagen CBCT para comparar, se ha llevado a cabo en seis ocasiones.

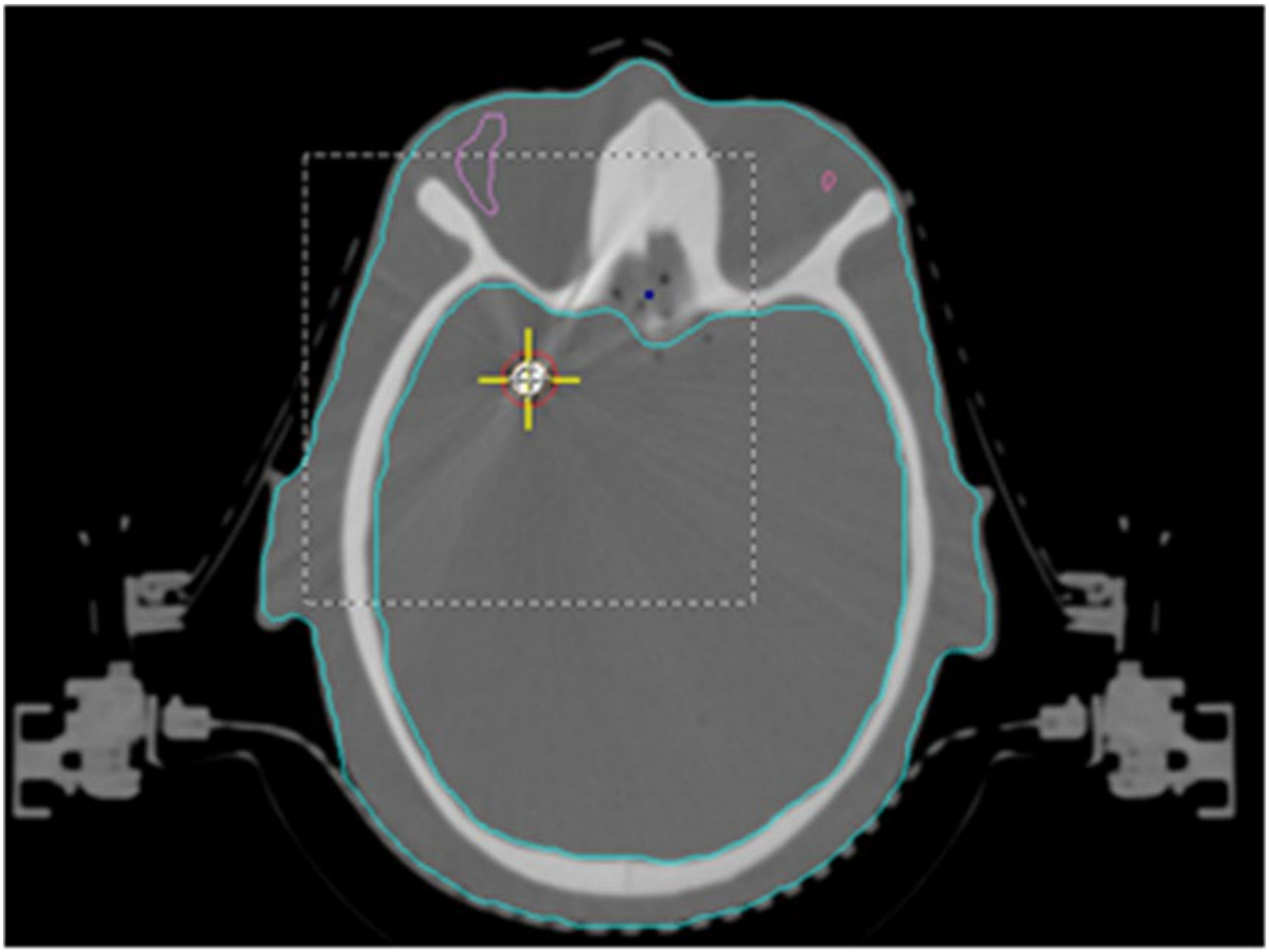


Figura 1: Imagen CT del maniquí Head Phantom de Brainlab

RESULTADOS

Los resultados de las seis comparativas realizadas se encuentran en la tabla 1:

Caso	X	Y	Z	RotX	RotY	RotZ
1	-0,4 mm	0,5 mm	0,0 mm	0,0º	359,9º	0,0º
2	-0,3 mm	0,5 mm	0,1 mm	0,0º	0,0º	0,0º
3	-0,4 mm	0,5 mm	0,0 mm	0,0º	0,1º	0,0º
4	-0,4 mm	0,5 mm	0,0 mm	0,0º	0,0º	0,0º
5	-0,3 mm	0,5 mm	0,2 mm	0,0 º	0,1 º	0,0 º
6	-0,3 mm	0,5 mm	0,1 mm	0,0º	0,0º	0,0º
Media	**-0,35 mm**	**0,5 mm**	**0,06 mm**	**0,0 º**	**0,017 º**	**0,0 º**

Tabla 1: Discrepancia de posicionamiento entre sistema EXACTRAC y CBCT

DISCUSIÓN

Los valores de discrepancia entre las correcciones de posicionamiento de los dos sistemas, el sistema EXTD y el sistema CBCT/XVI, se encuentran resumidos en la tabla 1. Las discrepancias son menores a 0,5 mm y 0,02°, similares a los publicados por Chow et al[1] para un maniquí craneal.

CONCLUSIONES

El estudio demuestra que el sistema EXTD tiene una exactitud similar cuando se compara con imágenes CBCT y software de comparativa XVI, para el caso de un maniquí craneal antropomórfico.

BIBLIOGRAFÍA

1. Chow VUY, Cheung MLM, Kan MWK, Chan ATC. Shift detection discrepancy between ExacTrac Dynamic system and cone-beam computed tomography. J Appl Clin Med Phys. 2022; 23:e13567. https://doi.org/10.1002/acm2.13567

DISEÑO DE UN MANIQUÍ ORIENTADO A IMPRESIÓN 3D PARA ESTIMAR LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA EN IMÁGENES DE RM

Castro Tejero, P. (1); Izquierdo Rodríguez, C. (2); Muñoz Torrijos, M. Á. (2); Simón De Blas, R. (1); Roch González, M. (1); Botella Faus, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Paradela Díaz, G. (1); Gallego Molina, C. (1); Chamorro Serrano, P. (1)

(1) Hospital Universitario de la Princesa; (2) Asociación Hullproject–Impresión 3D Biomédica

INTRODUCCIÓN

Las imágenes de RM son proclives a presentar distorsiones geométricas. Esto puede tener un impacto importante en los tratamientos de radioterapia y especialmente en el caso de la radiocirugía, donde se emplea esta modalidad de imagen para la delimitación de la lesión y órganos de riesgo próximos. En este trabajo se presenta el desarrollo de un maniquí basado en un diseño orientado a la fabricación aditiva y completamente personalizado a nuestra antena de cabeza, para estimar la distorsión geométrica en RM.

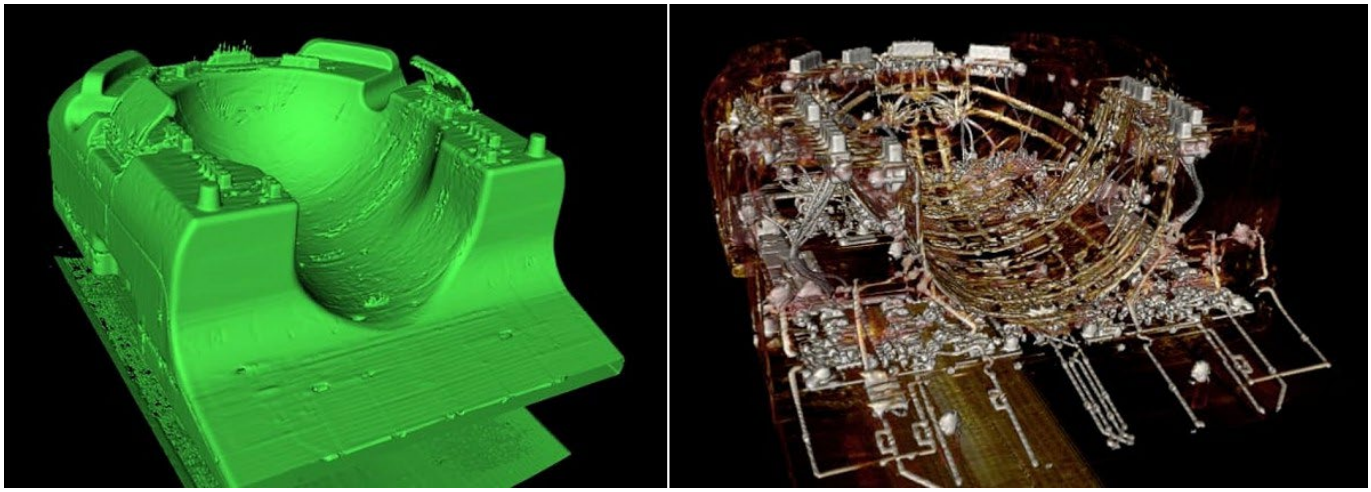
MATERIAL Y MÉTODOS

a partir del estudio de la literatura se ha seleccionado el material, nailon PA12, por su compatibilidad magnética, robustez, resistencia química e higroscopia. Para diseñar los anclajes y la superficie externa se ha adquirido un estudio TC de la propia antena. La superficie interna de la antena se ha segmentado y postprocesado (ajuste paramétrico), generando una superficie exportable formato STL. La parte interna del maniquí se ha diseñado con un patrón en forma de rejilla con espesor de 3mm y repetición cada 20mm. Además, se han incluido dos tapones para llenado y vaciado de fluido.

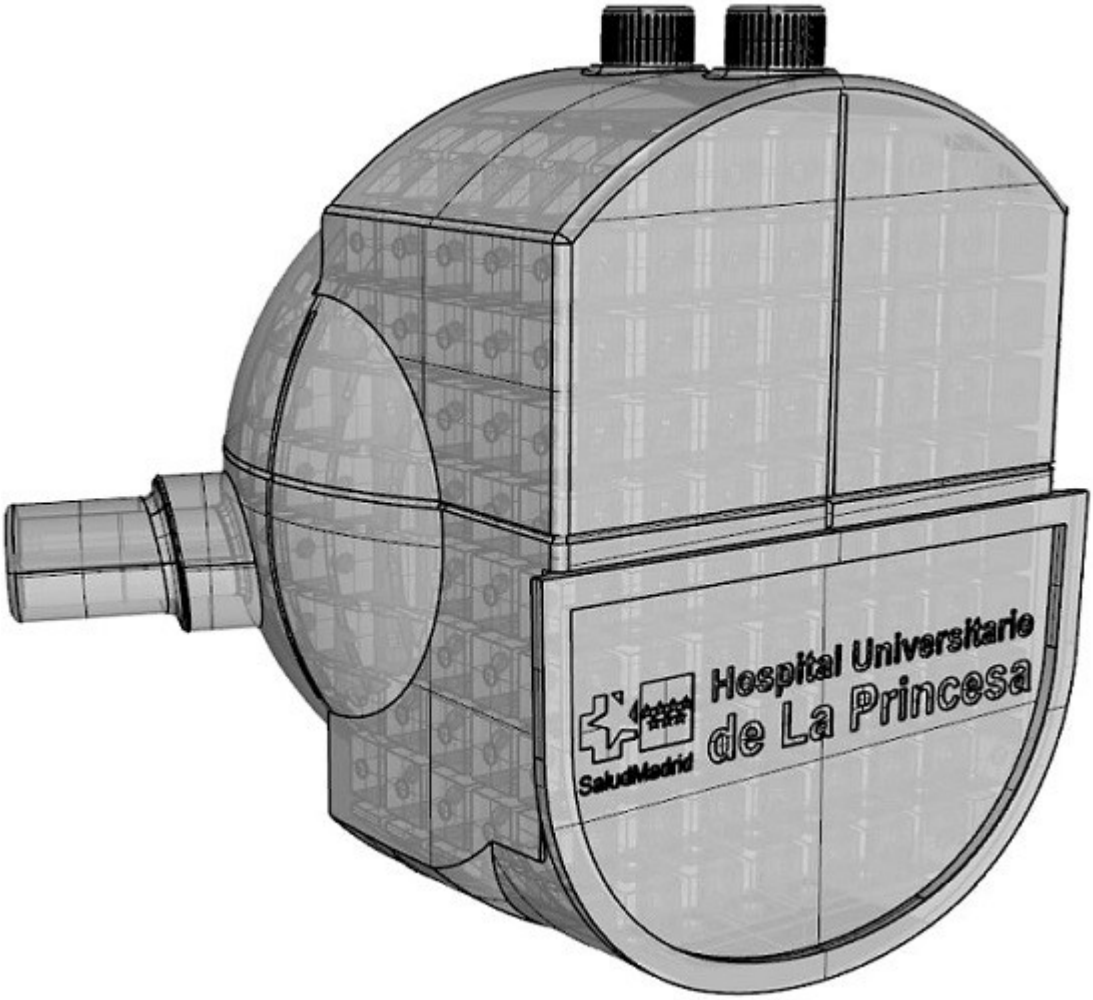
La segunda fase de desarrollo se llevará a cabo próximamente: consiste en la elaboración del modelo físico mediante tecnología basada en fusión de lecho de polvo con inyección de aglutinante (tecnología HP MultiJet Fusion). Una vez fabricada la pieza se procederá a realizar pruebas de imagen para comprobar su robustez y exactitud: la imagen TC permitirá verificar el ajuste entre superficies de contacto del maniquí y la antena, así como la exactitud en la elaboración del patrón de rejilla; la imagen RM permitirá comprobar la ausencia de artefactos. Posteriormente, se rellenará con una solución paramagnética que va a proporcionar una señal observable en la imagen RM (la propia estructura del maniquí no aporta señal). Estas imágenes serán analizadas mediante un software de tratamiento de imagen para cuantificar la distorsión geométrica.

RESULTADOS

en la figura1 se muestra la segmentación de superficies de la parte inferior de la antena a partir de la imagen TC, junto con el cableado incluido en la misma.



En la figura2 se muestra el primer diseño del maniquí donde se observa la forma externa coincidente con la antena para proporcionar un anclaje óptimo de la pieza. En su interior se aprecia el patrón de rejilla.



DISCUSIÓN

una alternativa a los maniquíes comerciales es la fabricación de maniquíes de diseño propio mediante impresión 3D. El desarrollo continuo de esta tecnología ha supuesto el auge de nuevos materiales y un incremento en la precisión geométrica de fabricación. En este trabajo se presenta el diseño de un maniquí de distorsión geométrica proyectado para nuestra antena de cabeza de RM que pretende adaptarse a su forma y quedar anclada a la misma. En un futuro próximo se fabricará la pieza con lo que podremos someterla a las pruebas de validación y desarrollar el análisis de distorsión correspondiente.

CONCLUSIONES

la impresión 3D nos ha permitido diseñar un maniquí de distorsión geométrica para RM completamente personalizado a nuestra antena.

ANÁLISIS DOSIÓMICO APLICADO AL CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADO TRATADO CON RADIOTERAPIA: PRE-PROCESADO DE DATOS

Castro Tejero, P. (1); Huerga Cabrerizo, C. (2); Stoica, A. (1); Roch González, M. (1); Idoate, C. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Villalba, C. (1); Nafría, I. (1); Rodríguez Carnero, P. (1); Zapatero Laborda, A. (1)
(1) Hospital Universitario de la Princesa; (2) Hospital Universitario de la Paz

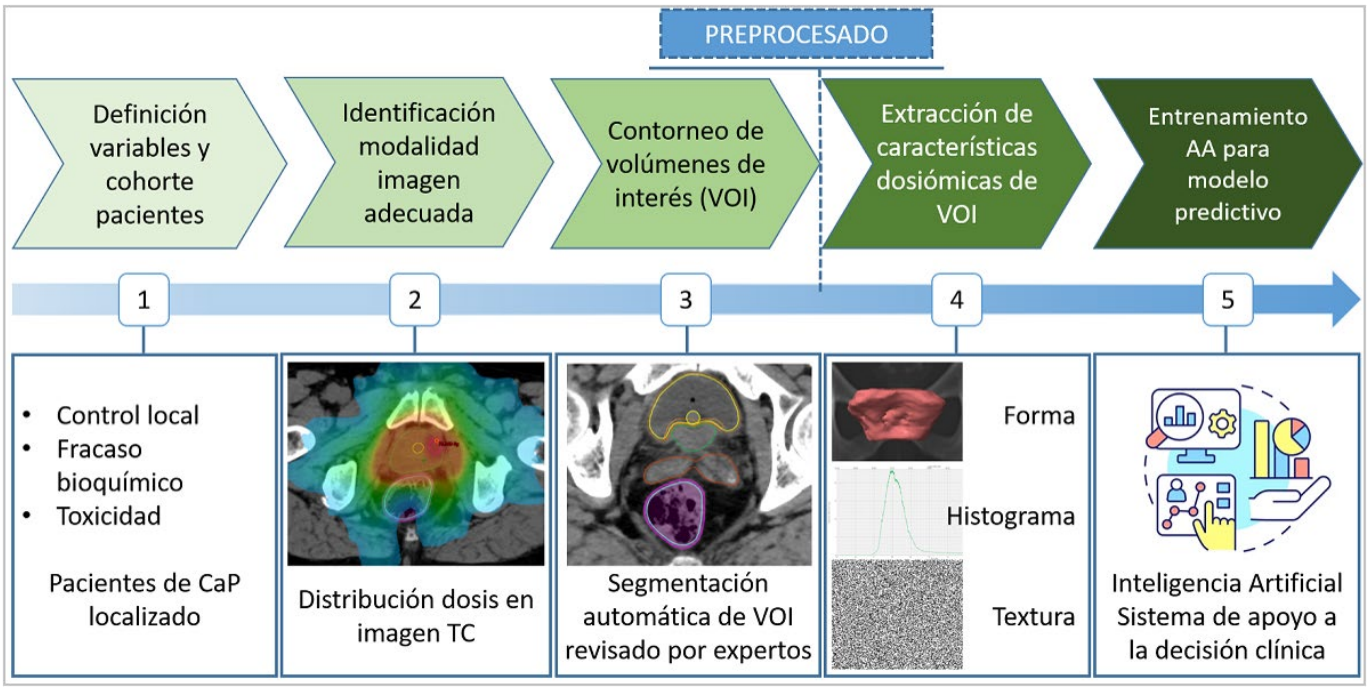
INTRODUCCIÓN

El cáncer de próstata (CaP) es la neoplasia maligna diagnosticada con mayor frecuencia en hombres. Los recientes avances en las técnicas de imagen junto con el creciente interés por la inteligencia artificial y el aprendizaje automático (AA), han facilitado

el análisis cuantitativo de imágenes dando lugar a la radiómica. El objetivo de este estudio es construir un modelo AA que integre variables clínicas y patológicas con características dosiómicas derivadas de la distribución de dosis en una cohorte retrospectiva de pacientes con CaP tratados con radioterapia externa para ser utilizado en la predicción de control local, recurrencia bioquímica y toxicidad en un sistema de apoyo a la decisión clínica. Se presenta en este trabajo la metodología seguida para el procesado de datos de dosis previo a la extracción de características.

MATERIAL Y MÉTODOS

el flujo de trabajo para el análisis dosiómico se muestra en la Figura1 y se detalla a continuación:



Etapa.1: se seleccionaron pacientes con amplio seguimiento tratados entre marzo de 2017 y enero de 2020 mediante radioterapia con intensificación focal de dosis sobre nódulo dominante. La dosis de prescripción fue de 67.5Gy sobre la próstata y 74.5Gy sobre el nódulo dominante.

Etapa.2: las distribuciones de dosis fueron calculadas mediante el algoritmo AcurosXB (Eclipse v16.2) sobre imagen TC con una resolución de 2mmx2mmx2mm.

Etapa.3: el contorneo de los volúmenes de interés (VOI) se realizó con segmentación automática basada en IA y revisada/corregida por oncólogos radioterápicos y radiólogos expertos en el campo. Los VOI segmentados fueron: próstata, vesículas seminales, nódulo dominante, recto, pared de recto, vejiga, pared de vejiga, uretra, cuello vesical y trígono vesical. Los VOI fueron exportados en formato DICOM RTSTRUCT, así como la distribución de dosis en formato DICOM RTDOSE.

La extracción de características se realizará en el software LIFEx v7.6.3. Previo a su uso es necesario realizar un procesado adicional: a) aplicación del factor de normalización de la etiqueta DICOM (3004, 000E) para normalizar adecuadamente la distribución de dosis; b) conversión de VOI en máscaras binarias; c) conversión de distribuciones de dosis y máscaras binarias a formato nii. Este flujo de trabajo se ha realizado en lenguaje Python generándose un Colab Notebook compartido en Github para consulta y aplicación de cualquier usuario.

Una vez en LIFEx se procedió al análisis de los valores óptimos de parámetros de preprocesado, estableciendo la selección mostrada en la Tabla1.

Remuestreo matriz con interpolación vecino más cercano	1mm x 1mm x 1mm
Remuestreo de las máscaras con interpolación B-spline	1mm x 1mm x 1mm
Número de niveles de discretización	100
Tipo Procesado	3D
Rescalado	No
Filtrado espacial	No

La extracción de características en LIFEx permite determinar características de primer y segundo orden de tipo morfológicas, basadas en intensidad, histograma y textura. La selección de las características óptimas (etapa.4) y la obtención del modelo predictivo (etapa.5) se realizará en un trabajo próximo.

RESULTADOS

la aplicación de la metodología expuesta previamente ha permitido la extracción de características de las distribuciones de dosis asociadas a la muestra de pacientes seleccionada.

CONCLUSIONES

La dosiómica puede aportar una información adicional más allá de las métricas comunes del histograma dosis- volumen. Se requiere una investigación adicional para determinar el modelo AA y si puede ser incorporado al flujo clínico.

COMPARACIÓN DE EPIBEAM CON OCTAVIOUS 4D

Jiménez Rubio, P. (1); Mata Colodro, F. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Luján Exposito, Á. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se comparan diversos aspectos de dos sistemas de verificación pretratamiento (QA) para arcoterapia volumétrica modulada (VMAT). El sistema de dosimetría portal EPIbeam (Dosisoft) frente al sistema Octavious 4D (PTW, Freiburg, Germany).

MATERIAL Y MÉTODOS

Por una parte usaremos el maniquí cilíndrico rotario Octavious 4D, con las matrices de detectores 1500 y 1000SRS. Ambos consisten en matrices de cámaras de ionización. En el primer caso cámaras abiertas de 4,4 x 4,4 x 3 mm y en el segundo cámaras líquidas selladas de 0,5 x 2,3 x 2,3 mm. Por otra parte usaremos el sistema de dosimetría portal EPIbeam, basado en un panel de silicio amorfo con píxeles de 0,25 x 0,25 mm en isocentro. El sistema de planificación (TPS) utilizado fue Pinnacle^3 treatment planning system (Philips Medical Systems). El Acelerador lineal fue un Versa HD (Elekta).

Para la comparación se ha elegido un tratamiento VMAT de pulmón con un nivel de complejidad elevado. A partir de este plan se crean planes idénticos pero con errores en giro de colimador (1, 2 y 5 grados) y movimiento de láminas (par de láminas cerradas). Tanto el plan original como los modificados son calculados en el TPS y se realizan QAs con ambos sistemas solo del plan original.

El plan original (TPS) se compara con los planes modificados calculados (TPS) y con su QA, por otro lado se comparan los planes modificados calculados (TPS) con el QA del plan original. Para la comparativa se utiliza un criterio gamma 3% 2mm [1].

RESULTADOS

En la figura 1 podemos ver la simulación de un error en ángulo de colimador. En línea punteada las diferencias entre los planes simulados, en línea de rayas las diferencias entre el simulado erróneo y Octavious 4D, en línea continua la diferencias entre el simulado y EPIbeam. Obteniendo una caída mucho más abrupta para este último sistema, lo cual indica mayor sensibilidad a este tipo de error.

En la figura 2 (Epibeam), se muestra el efecto de un par de láminas cerrado, con Octavious 4D no se aprecia visualmente. Comparando ambos planes calculados en TPS se obtiene un índice gamma de 92.8, con Octavious 4D se pasa de 88.8 a 88.7, mientras que con EPIbeam de 99.85 a 93.85, mucho más sensible.

CONCLUSIONES

En el caso estudiado EPIbeam ha demostrado mayor sensibilidad a la hora de detectar los errores introducidos deliberadamente en giro de colimador y cerrando un par de láminas.

BIBLIOGRAFIA

1. Miften, M., Olch, A., Mihailidis, D., Moran, J., Pawlicki, T., Molineu, A., ... & Low, D. A. (2018). Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. Medical physics, 45(4), e53-e83

FIGURA 1: Error en ángulo de colimador: índice gamma (comparando TPS, Octavious 4D y EPIbeam) frente a ángulo.

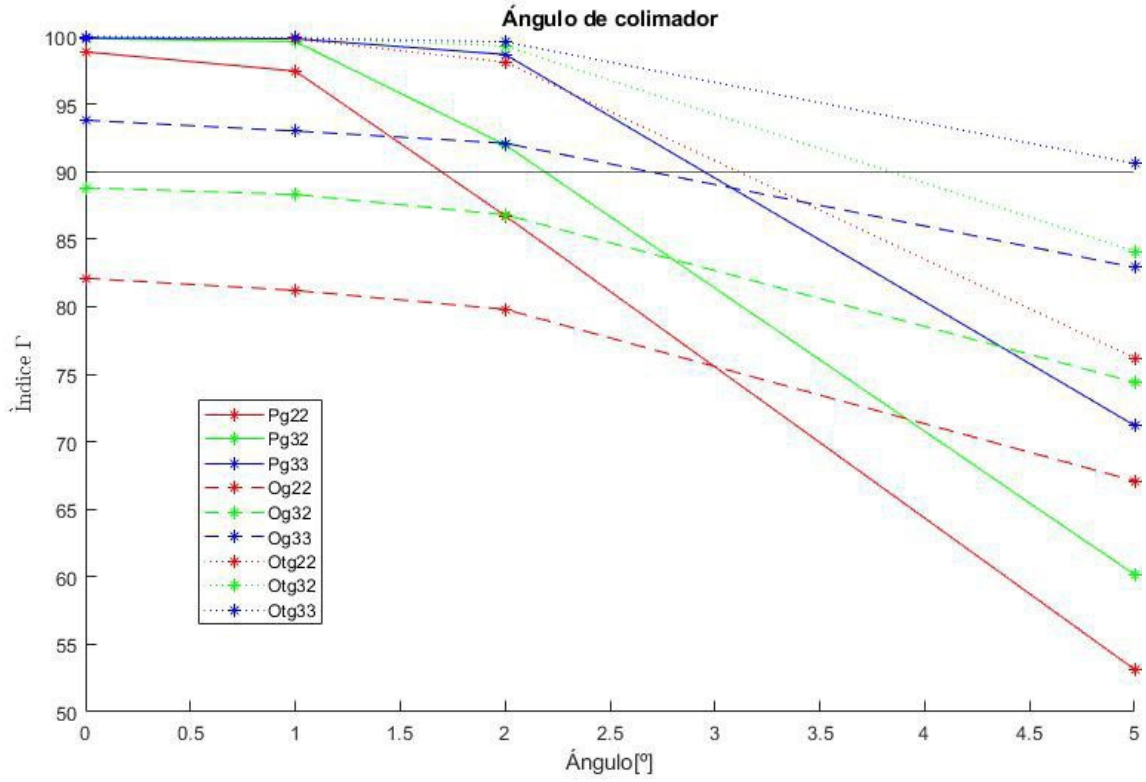
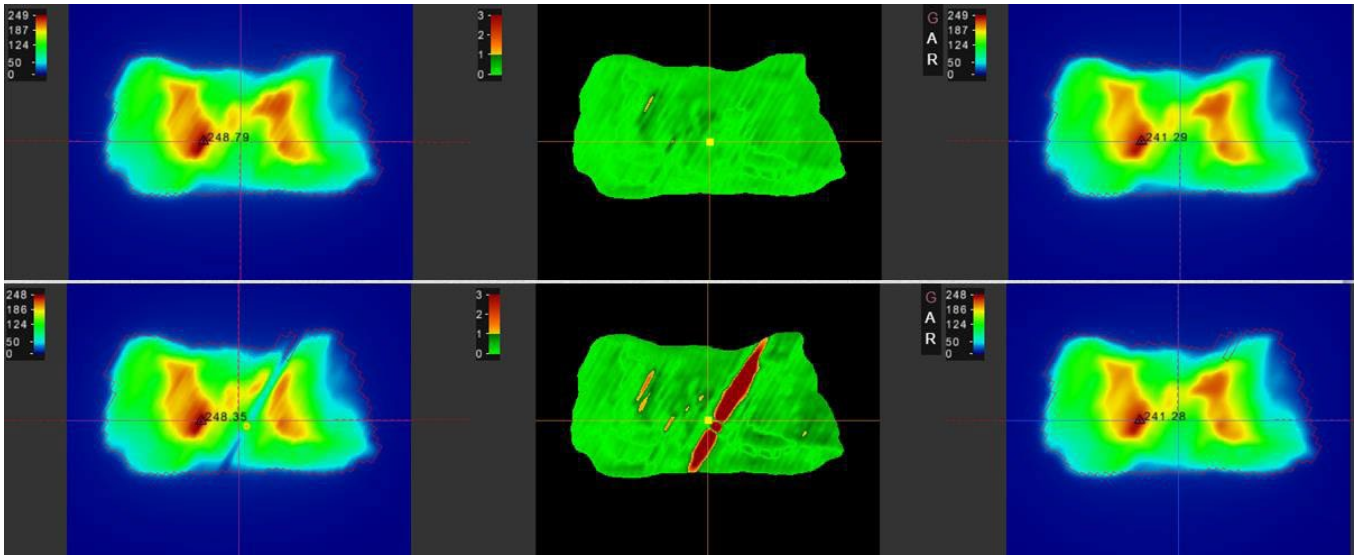


FIGURA 2: Error en cierre de una lámina en EPIbeam.



EFECTOS DE LA MESA DE TRATAMIENTO SOBRE PLANIFICADOR MONTECARLO

Jiménez Rubio, P. (1); Martín Cascales, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Luján Exposito, Á. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se estudian los efectos dosimétricos debidos a la mesa de tratamiento en un acelerador lineal tanto con casos sintéticos como clínicos.

MATERIAL Y MÉTODOS

La mesa de tratamiento utilizada es iBEAM evo Couchtop (Elekta), el acelerador lineal es Versa HD (Elekta), el sistema de planificación (TPS) es Monaco (Elekta).

El TPS está debidamente calibrado con una curva que relaciona unidades de Hounsfield en CT con densidad electrónica solo apta para tejidos biológicos. Al trabajar con otros materiales es recomendable conocer su densidad electrónica y sobrescribirla. Para caracterizar la mesa de tratamiento se han usado los valores de 0.7 para la fibra de carbono y 0.065 para el núcleo de espuma [1].

Para evaluar estos valores se calcularan una serie de tratamientos con y sin mesa. Los tratamientos constan de 5 arcos completos cuadrados (1 x 1, 2 x 2, 3 x 3, 4 x 4 y 5 x 5 cm), 2 planificaciones de próstata y 2 de orofaringe y cavidad oral (ORL). Para su cálculo en el TPS se utiliza una rejilla de cálculo de 0,1 cm y una incertidumbre estadística de 1% en cada punto de control. Todos ellos se calculan sobre el maniquí utilizado por Octavious (PTW, Freiburg, Germany)

La comparación se realiza en el software Verisoft (PTW, Freiburg, Germany). Se utiliza índice gamma 0,1 mm, ya que no se tienen errores geométricos en comparaciones virtuales. La diferencia relativa de dosis del índice gamma va desde 0.1% a 5%.

Se propone ajustar las curvas a la función sigmoidea, y0+a/(1+exp(-(b+c*x))), siendo b la incertidumbre mitad entre los valores altos y bajos de índice gamma.

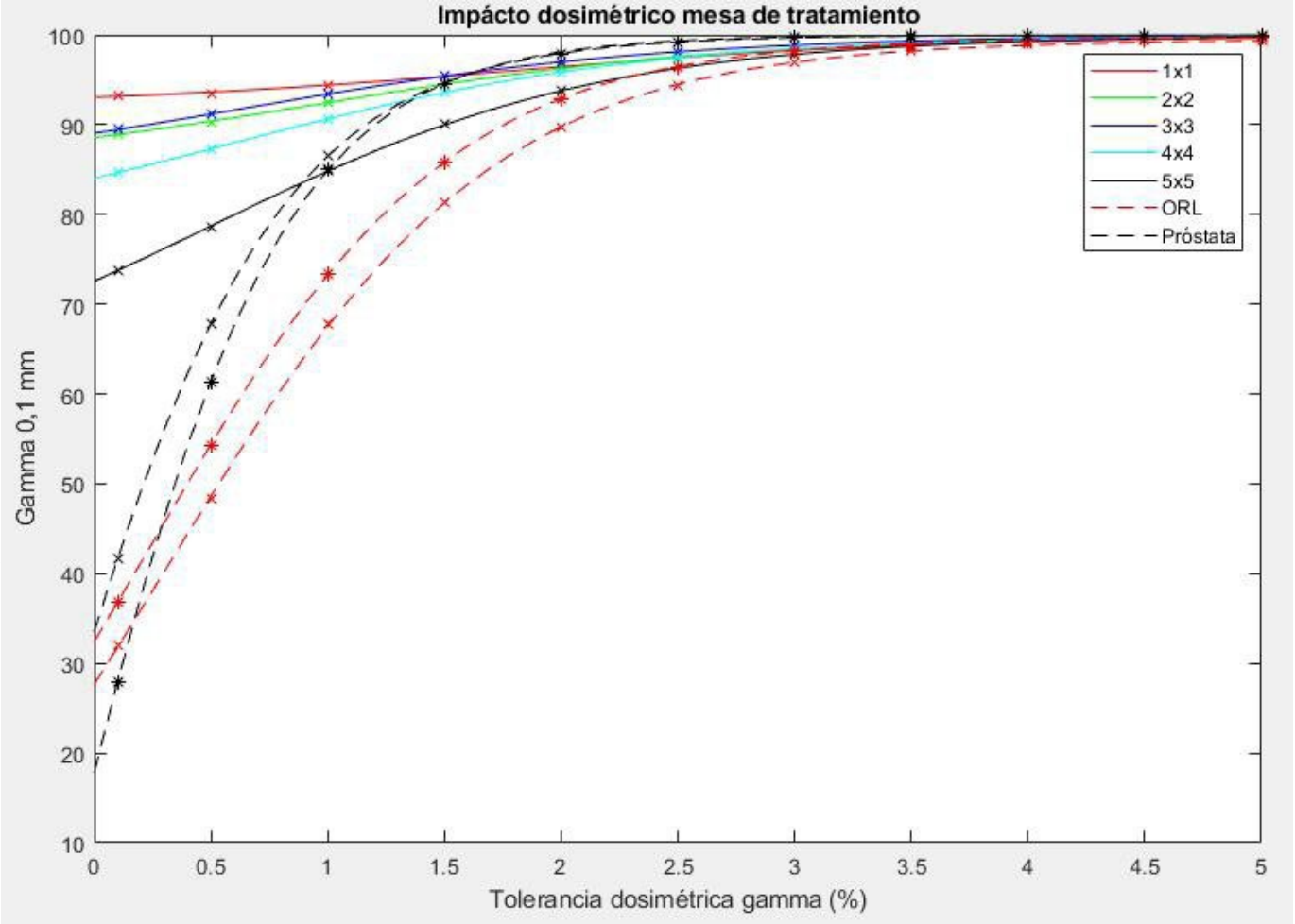


FIGURA 2: Parámetro b del ajuste sigmoideo de las curvas de índice gamma frente a tolerancia.

Plan	b (%)
1x1	1,98
2x2	1,05
3x3	0,69
4x4	0,65
5x5	0,57
ORL 1	0,41
ORL 2	0,36
Próstata 1	-0,56
Próstata 2	-0,32

IMPACTO DOSIMÉTRICO Y DETECTABILIDAD DE ERRORES EN EL POSICIONAMIENTO DEL MLC EN PLANES DE SBRT

López Expósito, P. (1); Diaz Martín, D. (2); Rodríguez Álvarez, A. (2); Niebla Piñero, A. (2); Portas Ferradás, B. C. (2); Sampayo Muñoz, A. (2)
(1) Hospital Universitario Nuestra Señora de La Candelaria; (2) Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio es evaluar el impacto dosimétrico de errores de posicionamiento sistemáticos del MLC, que estén dentro de las tolerancias de recomendaciones internacionales, y evaluar si estos errores serían detectables durante el proceso de control de calidad pretratamiento.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se eligieron 15 planes de SBRT de distintas localizaciones (espinal, ganglionar y pulmonar) empleando técnicas de VMAT ("Volumetric Modulated Arc Therapy") y DCA ("Dynamic Conformal Arc"), los cuales fueron optimizados y calculados en el TPS Monaco de Elekta con el algoritmo XVMC

Se modificaron los planes abriendo y cerrando por separado las láminas del MLC 0.5 y 0.25 mm en el plano del isocentro. Se restringió la modificación de las láminas a un máximo de la mitad de las láminas del MLC, para que en promedio las bancadas no se desvíen más de 0.5 o 0.25 mm, y se calculó el cambio de área relativo con respecto al plan original. Se importaron los planes al TPS, y se recalcularon planes modificados y originales con una rejilla de cálculo de 2 mm, y una incertidumbre estadística de 0.5%.

Finalmente, se calcularon los planes sobre un maniquí cilíndrico con densidad electrónica equivalente al agua, y fueron comparados con los planes originales usando un test gamma 2mm/2% local, con el software Verisoft de PTW.

RESULTADOS

Se observa que las magnitudes dosimétricas estudiadas (D98%PTV, D2%PTV y D0.035cm³ médula espinal) siguen una tendencia aproximadamente lineal-cuadrática con el cambio relativo del área del plan. Las modificaciones a los planes introducen cambios en el área relativa de entre un 1 y un 3% y tienen un impacto en las magnitudes dosimétricas que se puede observar en la FIGURA 1.

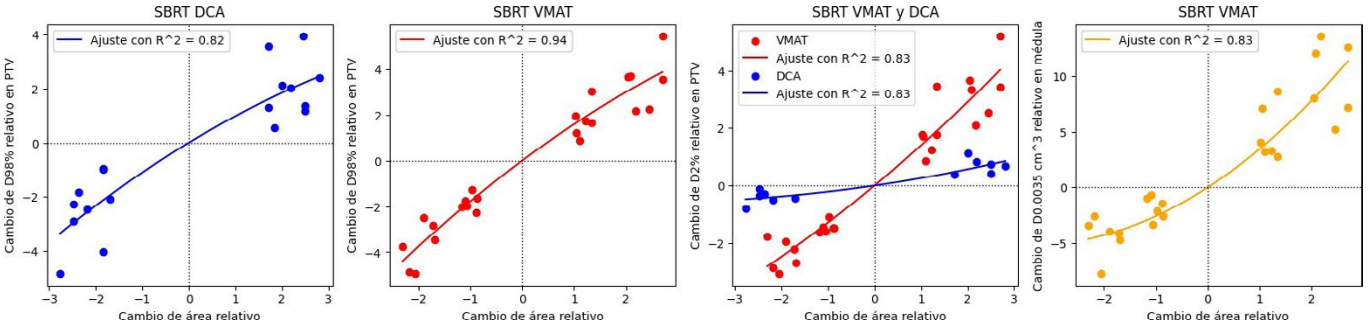


FIGURA 1. D98%, D2% y D0.035cm³ frente al cambio de áreav

En el análisis gamma en los maniquíes, se observa que en los planes de VMAT modificados 0.5mm, el passing rate con un gamma 2mm/2% local es <90% por lo que estos errores serían detectables.

Para los otros casos tenemos los resultados de la TABLA 1.

γ 2 mm/2% local	Media passing rate	Media promedio	Mediana promedio
VMAT abierto 0.25 mm	97.9	0.64	0.65
VMAT cerrado 0.25 mm	99.4	0.6	0.62
DCA abierto 0.5 mm	97.5	0.6	0.68
DCA cerrado 0.5 mm	99	0.65	0.67

TABLA 1. Media de los parámetros del test γ 2 mm/2% local.

En estos casos se observarían valores de los passing rates >95%, y lo único que indicaría que algo en la impartición del tratamiento es erróneo sería observar parámetros del γVH (histograma γ-volumen), como la media o la mediana de los valores gamma.

CONCLUSIONES

Las aperturas/cierres sistemáticos de 0.25 y 0.5mm pueden producir un cambio de entre un 2 y un 4% para D98% y D2% en PTV, y de entre un 5 y un 10% en D0.035cm^3 en médula. Estos errores sistemáticos, que pueden comprometer la dosimetria, no serían detectables siguiendo los protocolos internacionales sobre el QC del MLC.

Además, estos errores pueden ser pasados por alto atendiendo solo al passing rate de un test gamma como el 2 mm/2% local, más restrictivo que lo recomendado por los protocolos internacionales. Observar otros parámetros o un mayor análisis del γVH puede ayudar a detectar dichos errores.

EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE REGISTRO DEFORMABLE EN PRECISEART A PARTIR DEL TG-132 Y TÉCNICA DVH-OVERLAY

Sánchez Rubio, P. (1); Montes Uruén, A. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Martínez Ortega, J. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

INTRODUCCIÓN

El sistema de planificación *Accuray PrecisionTM* incluye la herramienta *PreciseARTTM*, que permite la acumulación de dosis basada en registro deformable (DIR-DA). Para cada fracción administrada en Radixact, *PreciseARTTM* calcula la dosis en las imágenes diarias (IGRTd: MVCT o kVCT), deforma dichas imágenes y dosis al CT de planificación (CTp), acumulándola a lo largo del tratamiento.

Este trabajo presenta el control de calidad (QA) del algoritmo de registro deformable de *PreciseARTTM* siguiendo el procedimiento del fabricante basado en el informe TG-132[1]. Dado que este informe no recomienda métricas específicas para DIR-DA, se empleó la técnica *DVH-overlay2* en tratamientos de carcinoma de cérvix para su evaluación.

MATERIAL Y MÉTODO

Se utilizaron estudios de imagen de TG-132 correspondientes a un maniquí de pelvis (ImSimQA™) con marcadores en vejiga, próstata y recto: CT1-HFS (imagen primaria), CT1-OFFSET, CT1-OFFSET_LOCAL_NOISE, CBCT y CT-Deform (**figura1a**). Se realizó DIR en *PreciseRTX* basándose en la optimización de un coeficiente de correlación normalizado local. Se evaluaron las métricas *target registration error* (TRE), distancia Hausdorff (HD), *mean distance to agreement* (MDA), coeficiente de similitud de Dice (DSC) y coeficiente Jaccard, mediante MIM. Además, se calculó el determinante jacobiano del registro CT1- HFS_CT-Deform mediante *phython* con 3D-Slicer.

Para verificar la precisión de cálculo de dosis[3,4] de *PreciseART* sobre IGRTd, se compararon distribuciones de dosis y DVH sobre CTp e IGRTd (MVCT y kVCT con diferentes energías: *Head* (100 kV), *Thorax* (120 kV) *y Pelvis* (140 kV)) para un plan de próstata sobre un maniquí de pelvis. Con la técnica *DVH-overlay* se verificó el error de consistencia inversa en las primeras 5fx en dos casos clínicos de cérvix, evaluando diferencias en $V_{1.8Gy}$ para HR-CTV y en $V_{1.6Gy}$ y $V_{1.2Gy}$ para recto y vejiga [

$$ICE^{5fx} = /left[/left(/sum_{i=1...5}/Delta_i^2/right)/right]^{1/2}/5$$;Δ_i=DVH_1_%V_X-DVH_2_%V_X] (**figura1c**)

También se calculó el cociente de áreas bajo la curva (AUC_{ratio_ROI}= $AUC_{máx_ROI}$/ AUC_{min_ROI}).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las métricas analizadas cumplieron las tolerancias establecidas en TG-132: TRE y MDA inferiores a la máxima dimensión del voxel de los estudios (3 mm) y DSC>0.8. Los valores del determinante jacobiano cercanos a 1 sugieren mínimos cambios de volumen (**Tabla1**).

Tabla 1. Métricas de QA para evaluación del algoritomo de registro deformable de *PreciseRT*™ para las estructura contorneadas en CT1-HFS y deformadas al resto de conjuntos de imágenes

		TRE (mm)				HD (mm)	MDA (mm)	Dice	Jaccard	Jacobiano		
		Total (mm)	*LR (mm)*	*SI (mm)*	*AP (mm)*					Media	±	SD
CT1-OFFSET (LR:0.3cm; AP: 0.5 cm; SI: 1.2cm)	Bladder	0,04	0,04	0,00	0,00	2,04	0,37	0,98	0,97	-		
	Rectum	0,07	-0,04	-0,05	-0,03	4,09	0,38	0,97	0,95	-		
	Prostate	0,13	-0,12	-0,04	0,02	8,70	0,56	0,94	0,89	-		
	Proximal fermur Right	-	-	-	-	3,30	0,41	0,97	0,94	-		
	Proximal fermur Left	-	-	-	-	3,77	0,49	0,96	0,93	-		
CT1-OFFSET LOCAL NOISE (LR:0.3cm; AP: 0.5 cm; SI: 1.2cm; Ruido gaussiano)	Bladder	0,07	0,04	0,06	-0,01	3,07	0,35	0,98	0,97	-		
	Rectum	0,15	0,13	0,01	0,07	4,57	0,31	0,98	0,96	-		
	Prostate	0,10	-0,01	-0,10	0,01	10,17	0,59	0,94	0,89	-		
	Proximal fermur Right	-	-	-	-	3,30	0,40	0,97	0,95	-		
	Proximal fermur Left	-	-	-	-	3,77	0,45	0,97	0,94	-		
CBCT (con ruido añadido)	Bladder	0,06	0,03	-0,02	0,05	2,04	0,28	0,99	0,98	-		
	Rectum	0,15	-0,12	0,09	-0,03	4,66	0,26	0,98	0,97	-		
	Prostate	0,11	-0,10	0,04	0,01	10,51	0,50	0,96	0,92	-		
	Proximal fermur Right	-	-	-	-	3,27	0,36	0,98	0,95	-		
	Proximal fermur Left	-	-	-	-	3,77	0,39	0,97	0,95	-		
CT-Deform (escalado PTV 105% y giro 10° ejes X, Y, y Z)	Bladder	0,09	0,07	-0,01	0,05	3,07	0,43	0,98	0,96	0,63	±	0,20
	Rectum	0,18	-0,14	0,08	-0,09	10,09	0,62	0,94	0,88	0,79	±	0,12
	Prostate	0,60	-0,59	-0,11	-0,03	3,77	0,45	0,97	0,94	0,67	±	0,18
	Proximal fermur Right	-	-	-	-	3,30	0,46	0,97	0,94	0,94	±	0,25
	Proximal fermur Left	-	-	-	-	4,57	0,37	0,97	0,95	0,90	±	0,20

TRE: Target Registration Error; HD: Hausdorff Distance; MDA: Mean Distance to Agreement

Las dosis calculadas en kVCT y MVCT (**figura1b**) fueron, en promedio, un 3% (0.09Gy) y 4% (0.12Gy) superiores a lascvcalculadas en CTp para el PTV, mientras que en OARs la diferencia fue <1%, similar a hallazgos de Kainz[3] en maniquí homogéneo.

Los DVHs superpuestos (**figura1c**) y AUC_{ratio}=1.000 indican buena invertibilidad en la vecindad del volumen blanco, como muestra el AUC_{ratio} para vejiga (1.007 y 1.013 en MVCT y kVCT, respectivamente), órgano habitualmente situado en la zona del volumen de tratamiento en los cérvix. Similar a lo encontrado por Kainz[2], el ICE_{5fx} fue más alto para el recto que para la vejiga, tanto en $V_{1.6Gy}$ como $V_{1.2Gy}$: 2.852 vs 1.419 y 3.397 vs 1.080, respectivamente, para el caso kVCT, y 0.860 vs 0.518 y 1.109 vs 0.601, respectivamente, para el caso MVCT.

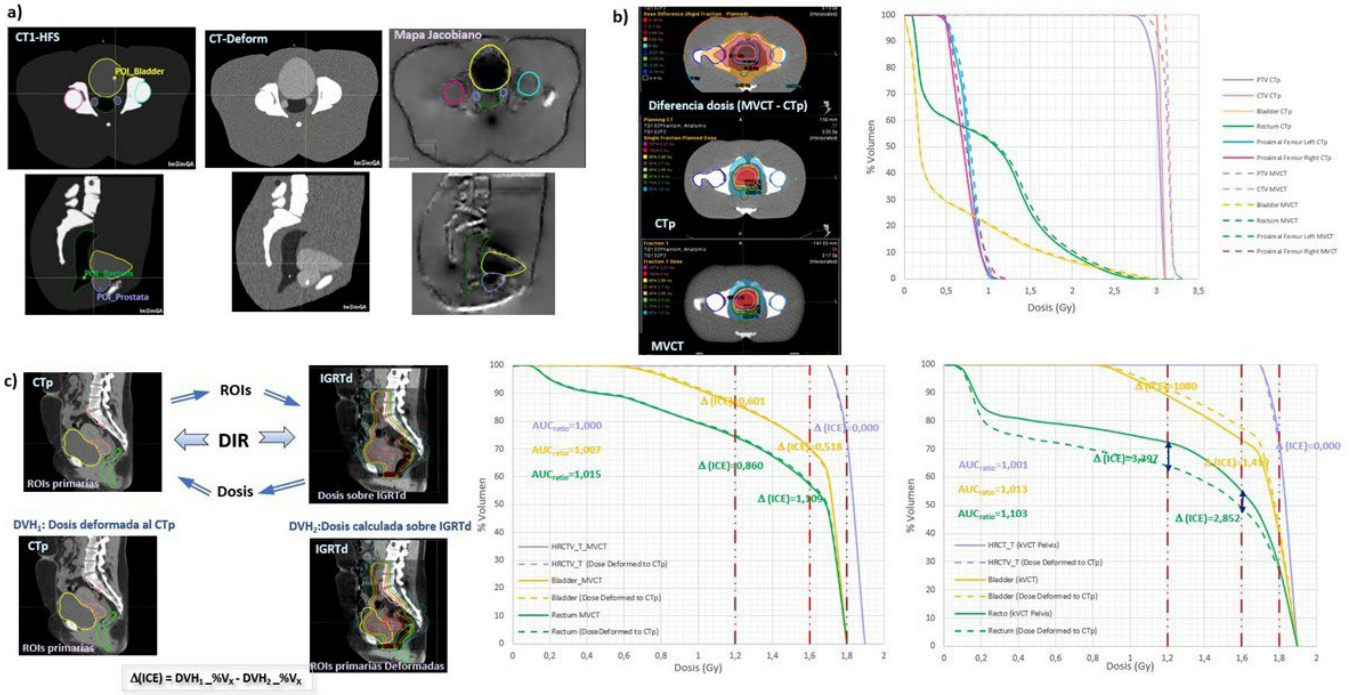


Figura1. a) Cortes axial y sagital de los maniquíes propuestos por el TG-132 para evaluar métricas de QA basadas en puntos y en contornos. En el mapa jacobiano el negro indica J=0; gris J=1 (cambio mínimo del volumen local) y blanco J>1 (expansión local). **b)** Diferencia de las distribuciones dosimétricas y los DVH calculados por *PreciseART* en el CT de planificación (CTp) y en la imagen diaria de MVCT. **c) Técnida *DVH-Overlay*** : muestra la dirección de las ROIs primarias y la deformación de la dosis secundaria entre la imagen primaria (CTp) registradas mediante DIR y una imagen secundaria (imagen diaria IGRTd). También se muestra la superposición de DVH resultantes de estas transformaciones para dos casos clínicos de cérvix en las que se empleaorn imagénes de MVCT (izqda) o de kVCT (dcha). Las líneas continuas indican los DVH de las ROIs deformadas y la dosis secundaria en el CT secundario (MVCT o kVCT); las líneas discontinuas indican el DVH para las ROIs primarias y las dosis secundarias sobre el CTp. En el caso de la izqda los dos DVH se alinean bastante bien y los valores del cociente del área bajo la curva (AUCratio) son próximos a 1, lo que sugiere una buene invertibilidad del DIR dentro de las ROIs HRCTV_T, vejiga y recto.

CONCLUSIONES

El algoritmo de *PreciseART*™ cumple las tolerancias de TG-132 y presenta bajo ICE, requisitos esenciales para la precisión de un algoritmo DIR.

VALIDACIÓN DEL SISTEMA HYPERSIGHT DE VARIAN EN LAS IMÁGENES DE KV CBCT PARA USO CLÍNICO EN PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Adaimi Hernández, P. (1); Martín García, D. (1); Moya Prados, D. (1); Martín Fontán, M. I. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Ferrando Sánchez, A. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Cabello Murillo, E. (1)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

La incorporación del sistema Hypersight de Varian en el acelerador TrueBeam-Edge de nuestro servicio ha supuesto un avance significativo en la adquisición de imágenes de KV-CBCT, con mejoras sustanciales en la calidad de imagen y los tiempos de reconstrucción más rápidos en comparación con los sistemas CBCT convencionales. Hypersight es una tecnología desarollada por Varian que combina un panel detector de dimensiones 86x43cm2, un tiempo de adquisición de imagen CBCT de 6segundos, un mayor diámetro de escaneo (53,8 cm) y un FOV extendido de 70cm, además de algoritmos de reconstrucción de imágenes mejorados y reducción de artefactos.

Se pretende evaluar que con la calidad de imagen obtenida en las imágenes KV-CBCT de tratamiento se pueden asemejar a las imágenes de adquisición del CT-Bigbore de Philips que usamos para la planificación de los tratamientos de radioterapia.

Se evaluará las unidades Hounsfield obtenidas con las imágenes KV-CBCT de Hypersight y se compararán con las unidades Hounsfield del CT Bigbore de Philips.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado el maniquí de calibración del TAC Philips modelo AV Expander, para la obtención de imágenes KV CBCT en el acelerador lineal TrueBeam-Edge que consta de los siguientes materiales conocidos: aire, polietileno, agua, PMMA y teflón, con densidades 0.001g/cm3, 0.93g/cm3, 1g/cm3, 1.19g/cm3 y 2.25g/cm3 respectivamente.

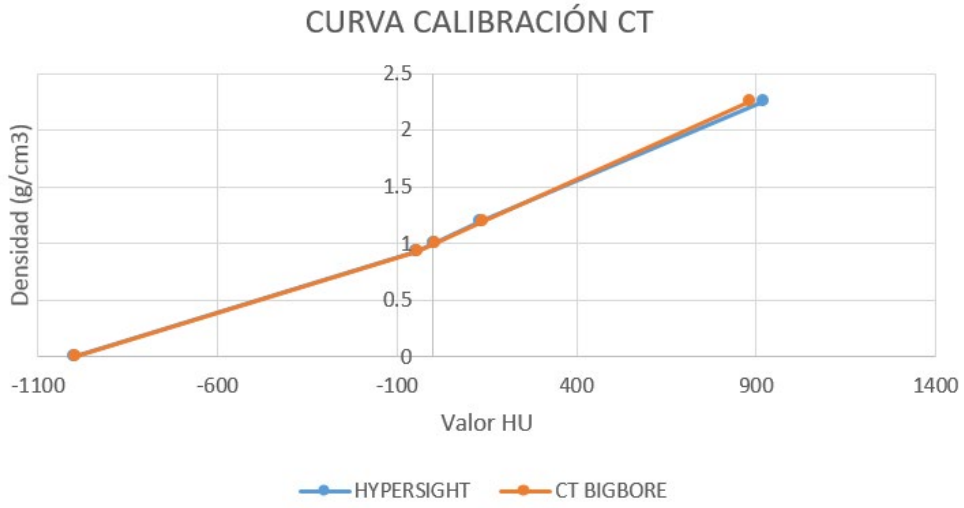
El protocolo de adquisición para las imágenes KV-CBCT se realizó con las siguientes condiciones: 125kV, 15mA, y 17,7s de tiempo de adquisición (265.5mAs)

Con el mismo maniquí, se realizó la adquisición en el CT BIGBORE de Philips con las siguientes condiciones de adquisición: 120kVp, 263mA, y 1.332segundos (350.32mAs)

RESULTADOS

Con las imágenes obtenidas se han analizado mediante el software de ImageJ para ver la correspondencia de las Unidades Hounsfield (HU) de los diferentes materiales del maniquí, obteniendo los siguientes resultados para cada adquisición

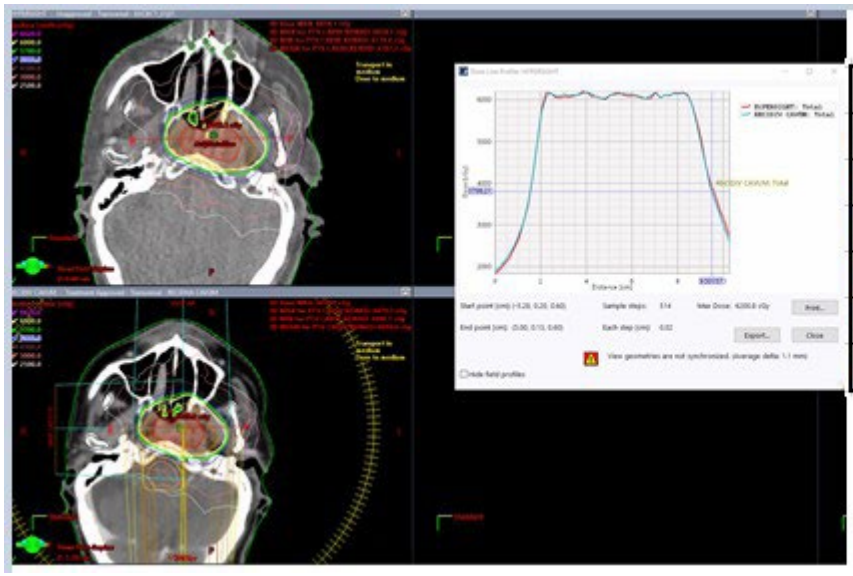
	AIRE (0.001g/cm3)	POLIETILENO (0.93 g/cm3)	AGUA (1g/cm3)	PMMA (1.19g/cm3)	TEFLÓN(2.25 g/cm3)
KV CBCT HYPERSIGHT	-999.96	-46.378	4.462	131.41	919.52
CT BIGBORE	-993.992	-42.779	5.897	138.989	883.586
Desv (%)	4.22	2.54	1.01	5.36	25.41
Tolerancia (%)	20	5	4	6	20



DISCUSIÓN

Se observa una concordancia en las UH para los diferentes materiales muy buena entre las imágenes de Hypersight de KV- CBCT y las del CT BIGBORE de planificación, estando todas ellas dentro de tolerancia según el Protocolo Español De Control de Calidad en Radiodiagnóstico, salvo para el Teflón, que es el material de mayor densidad, que presenta una ligera desviación fuera de tolerancia, que se ve también en la representación de la curva de calibración para los diferentes sistemas.

Para validar esta curva de calibración obtenida para el Hypersight, se han recalculado 20 planificaciones usando las imágenes de KV CBCT observando una concordancia muy buena en los perfiles de dosis y valores de dosis media para CTV, PTV y órganos de riesgo, con desviaciones por debajo del 5%.



	Mean Dose (desv %)
PTV	-0.180
CTV	-0.246
OAR1	-3.813
OAR2	4.236
OAR3	-2.839
OAR4	3.478

CONCLUSIONES

Con estos resultados, se concluye que a pesar de la ligera discrepancia en las HU para materiales de alta densidad, los efectos clínicos observados en las planificaciones con Hypersight son irrelevantes, con lo que se deriva que los cálculos dosimétricos realizados con las imágenes de KV-CBCT con Hypersight son comparables al CT de planificación, con lo que se pueden optimizar tiempos en radioterapia, de especial relevancia si se implementan tratamientos de radioterapia adaptativa

EVALUACIÓN DE LA EXACTITUD Y PRECISIÓN DEL SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA ZAP-X

Aguilar Redondo, P. B. (1); Pacual Martín, E. (1); Trinidad Mora, M. L. (1); Sallabanda Hajro, M. (1); Dias, V. (3); Rodrigues, C. (2); Delgado, J. M. (2)

(1) Instituto de Radiocirugía Avanzada; (2) Instituto de Radiocirugia Avanzada / Mercurius Health

INTRODUCCIÓN/PROPÓSITO/OBJETIVOS

El propósito de este trabajo es evaluar la precisión y la exactitud del sistema de radiocirugía giroscópica ZAP-X a partir del análisis de los resultados de la prueba diaria denominada Steel Ball, también conocida como test de Winston-Lutz, generados a lo largo del último año de funcionamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó un maniquí Prime RT Safe simulando la cabeza de un paciente con un marcador radioopaco de 4 mm de diámetro colocado en su interior. Después del posicionamiento inicial o auto-alignment empleando imágenes de kV y DRR, el marcador se posiciona en el isocentro de la imagen de kV. La prueba se lleva a cabo realizando 6 imágenes de MV tomadas con el generador de imágenes de MV desde diferentes ángulos de gantry, denominados: patient left (axial=0, oblique=90), home (axial=180, oblique=180), antero-posterior (axial=270, oblique=90), patient right (axial=180, oblique=90), postero-anterior (axial=90, oblique=90) and left flip (axial=180, oblique=270). El generador de imágenes de MV es un detector de centelleo integrado en el equipo que se utiliza como dispositivo de seguridad para medir la atenuación del haz de radiación a través del paciente durante el tratamiento. Para cada haz, genera una imagen de 1000 x 1000 píxeles en formato TIFF con un tamaño de píxel de 0.0376 mm/píxel en el isocentro (figura 1).

RESULTADOS/DISCUSIÓN

A lo largo de un año hemos analizado un total de 347 pruebas de Steel Ball (figura 2). La desviación promedio/máxima para cada una de las imágenes, en valor absoluto en mm, ha sido: 0.23/0.59 (patient left x), 0.25/0.62 (patient left y), 0.31/0.75 (home x), 0.31/0.65 (home y), 0.34/0.62 (antero-posterior x), 0.18/0.42 (antero-posterior y), 0.26/0.77 (patient right x), 0.18/0.41 (patient right y), 0.15/0.39 (postero-anterior x), 0.19/0.52 (postero-anterior y), 0.27/0.82 (left flip x) and 0.20/0.54 (left flip y).

CONCLUSIÓN

El sistema de radiocirugía giroscópica ZAP-X permite lograr una exactitud submilimétrica para objetivos que precisen de un único isocentro, con una desviación media de 0.24 mm y una desviación puntual máxima de 0.82 mm. Como paso siguiente, es necesario evaluar la exactitud y precisión del sistema para objetivos en los que se emplea más de un colimador, de modo que también se puedan comprobar los movimientos de mesa.

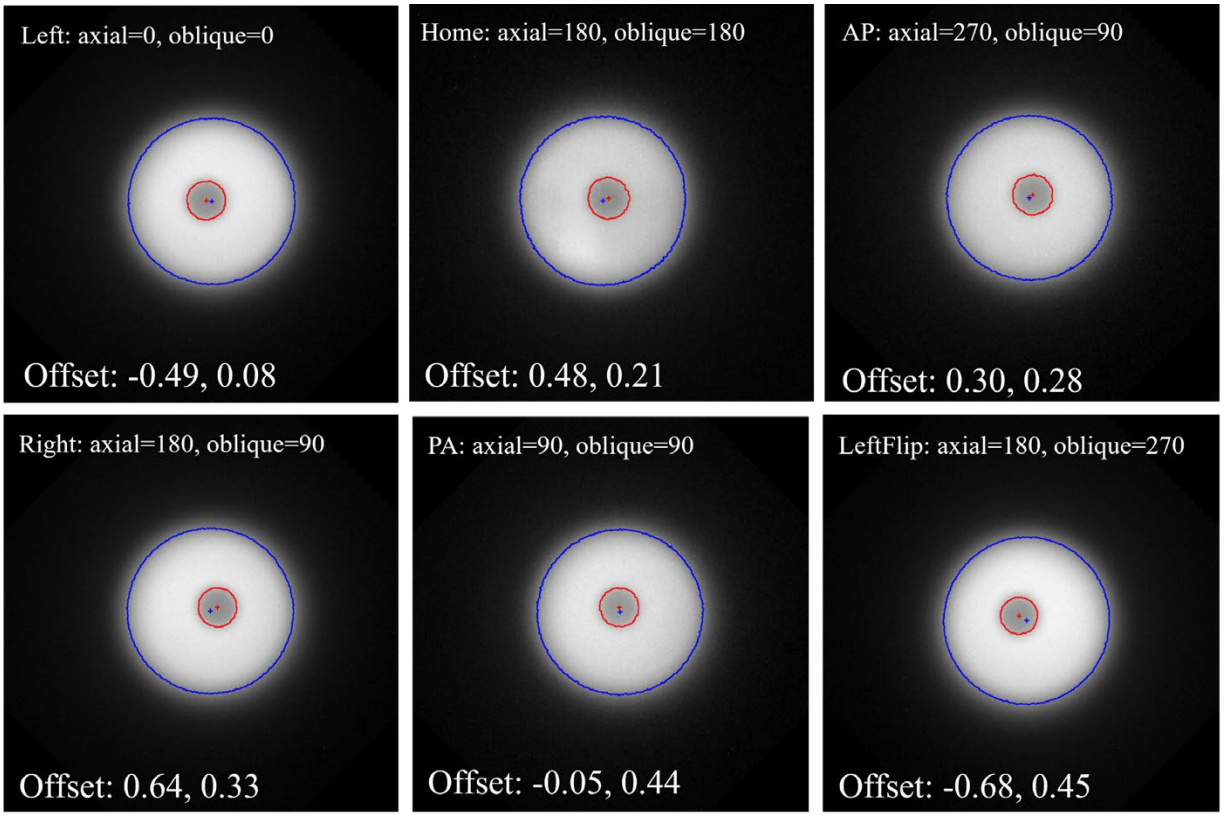


FIGURA 1

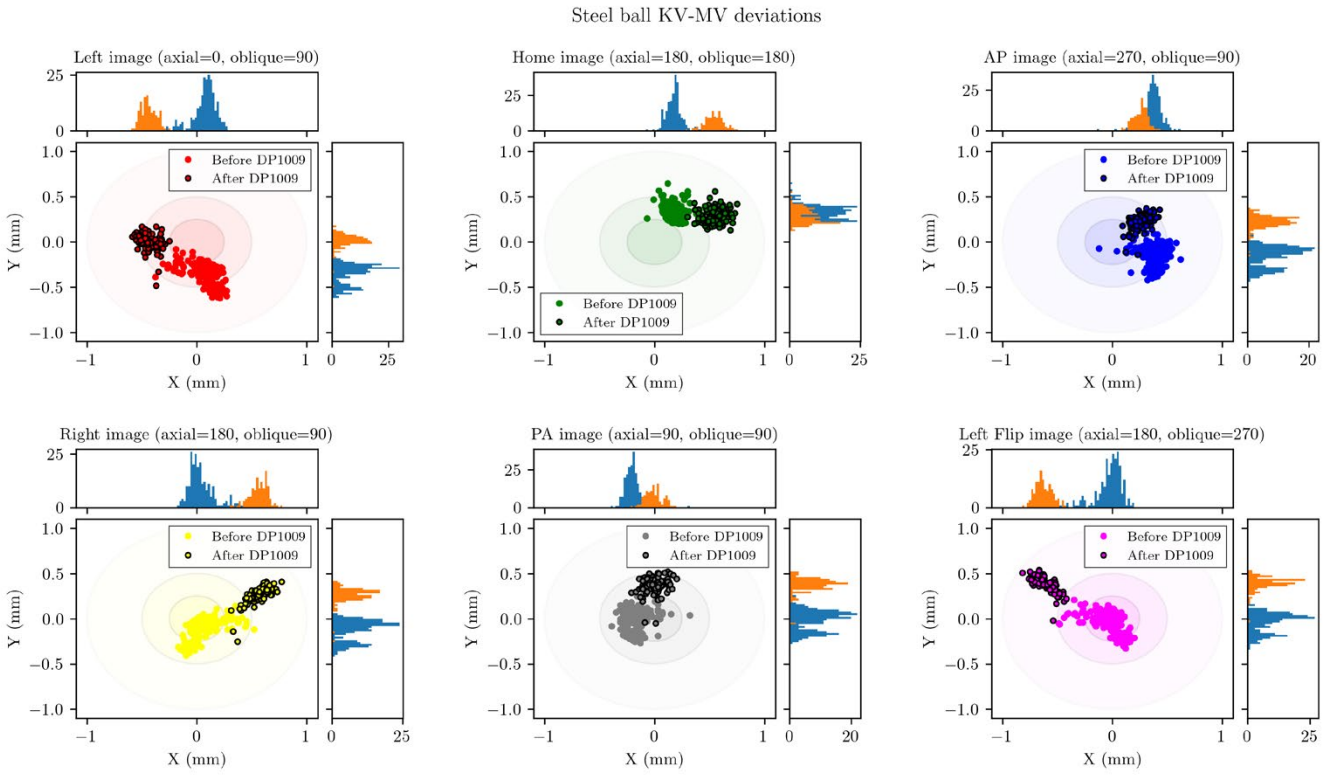


FIGURA 2

MANIQUÍ PARA VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN SBRT VERTEBRAL FABRICADO MEDIANTE IMPRESIÓN 3D

Collado Chamorro, P. (1); Gillard Barroso, N. (1); Sanz Freire, C. (1); Domínguez Estremiana, J. (2); Jimenez Lacarra, V. (3)
(1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario San Pedro; (2) Edificio Circular (EULEN), Hospital Universitario San Pedro; (3) Hospital Universitario San Pedro

INTRODUCCIÓN

En radioterapia externa se emplean fundamentalmente dos tipos de maniqúi para realizar verificaciones dosimétricas.

- Homogéneos compuestos por planchas de material plástico equivalente a agua.
- Con geometrías similares al paciente y heterogéneos mucho más costosos.

El objetivo del presente trabajo consiste en la fabricación de un maniquí heterogéneo, con una geometría obtenida a partir de un paciente real.

MATERIAL Y MÉTODOS

Impresión 3D. Es una técnica de construcción es una técnica aditiva, el modelo se construye añadiendo material, capa a capa. El material empleado ha sido un plástico denominado PLA (ácido poliláctico). Tiene una densidad de 1.2-1.4g/cm3 y una densidad electrónica relativa de aproximadamente 1.14. Para simular hueso se emplea una silicona polimerizable para impresiones dentales, habitualmente empleada para la realización de moldes en nuestro servicio.

Se realiza una segmentación de tejidos blandos sobre el TAC torácico de un paciente, empleando el programa ImageJ 1.48v. Obteniéndose una imagen que excluye hueso y cavidades aéreas. De ella se extrae una superficie empleando el plugin 3D viewer de ImageJ , ésta se exporta en el formato “stl binario”. La impresora 3D empleada es el modelo DT de Dynamical 3D. Los huecos correspondientes a hueso se rellenan con la silicona polimerizable.

Se realizan los siguientes planes de tratamiento.

- Plan referncia: X6FFF – 5x5cm2 – 100 UM. Cómo referencia se toma la dosis indicada por el planificador emplando Montecarlo como algoritmo de cálculo.
- Plan verificación: X6FFF centro PTV – 10Gy al 98% del volumen. Se calcula la dosis en el punto de referncia de la cámara. Priemramente dejando la densidad electrónica indicada por el propio planificador en ese punto.

Posteriormente se calcula dentro de un volumen al que se le asigna densidad electrónica 1, y que tiene las mismas dimensiones que el volumen sensible de la cámara según las espcificaciones que se encuentran indicadas en el manual de la misma.

Irradiación del maniquí.

Para conseguir un centrado lo más preciso posible y para simular las condiciones de tratamiento de un paciente con tratamiento de SBRT, se realiza un CBCT previo al maniquí. Posteriormente se realiza comparación con el TAC de referencia y se corrigen las desviaciones de posicionamiento empleando la mesa robotizada de 6 grados de libertad Hexpod.

RESULTADOS

Los errores a corregir en el posicionamiento son:

Traslaciones

- X : 0.21 cm
- Y : 0.12 cm
- Z : 0.31 cm

Rotaciones:

- Eje X : 0.7°
- Eje Y : 0.2°
- Eje Z : 0.9°

Medidas con cámara de ionización.

En la medida de referencia que corrige el oputput de la máquina así como el material empleado se obtiene una diferencia del planificador, se obtienen los siguientes resulados.

- Para la medida sin corregir la densidad electrónica : 4.5% de diferencia entre medida y calculado.
- Para la medida con densidad asignada a 1 : 1.3% de diferencia entre medida y calculado.

Los resultados para el plan de verificacion son los siguientes.

- Para la medida sin corregir la densidad electrónica : 0.57% de diferencia.
- Para la medida con densidad asignada a 1 : 0.48 % de difrencia.

CONCLUSIONES

Se ha conseguido realizar un maniquí heterogéneo para la verificación de tratamientos de SBRT.

VIABILIDAD DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA (ART) OFFLINE PARA PRÓSTATA MEDIANTE EL USO CBCT ITERAITIVO

Vicedo Gonzalez, M. A. (1); Alcaraz Lozano, M. (1); Planes Meseguer, D. (1); García Hernández, M. T. (1); Rovira Escutia, J. J. (1); Gomez Pardos, R. (1); Bea Gilabert, J. (1); Borderia Navarro, M. B. (1); Calatayud Cuesta, P. (1); Fernández Bernal, Á. (1); Beltrán Bonet, M. Á. (1); Hidalgo Llopis, N. (1); García Mollá, R. (1)

(1) Consorcio Hospital General Universitario de Valencia

INTRODUCCIÓN

La ART permite modificar el plan de tratamiento durante la administración considerando los cambios anatómicos del paciente. La IGRT facilita esta adaptación al identificar de manera temprana los pacientes que requieren replanificación. Para mejorar la calidad de imagen y la consistencia de números Hounsfields (HU), limitadas por la dispersión producida por el paciente, Varian ha incorporado el algoritmo de reconstrucción iterativo (iCBCT) en sus aceleradores TrueBeam. El objetivo de este trabajo es evaluar la viabilidad del uso del iCBCT para la valoración dosimétrica del plan de tratamiento y su uso como CT de planificación en caso de replanificación, centrándonos en la patología de próstata.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las dimensiones variables de los pacientes, modifican la cantidad de radiación dispersa, lo cual puede influir en las curvas HU-DER, en el caso de los CBCT. Por ello, se estudia la constancia de la curva HU-DER, empleando el protocolo iCBCT de pelvis, al variar el volumen escaneado. Se emplea el maniquí de densidades CIRS envuelto en diferentes espesores de bolus equivalente a agua, simulando los volúmenes típicos de los pacientes. Se comparan las diferentes curvas HU-DER, obtenidas para cada condición de dispersión, tomando como curva estándar la correspondiente al valor medio del volumen escaneado de 20 pacientes: 12340 cc.

Posteriormente, se valora el impacto dosimétrico del uso del iCBCT para el cálculo de distribuciones de dosis, empleando como referencia el TC convencional de haz estrecho (CTp). Para ello, se comparan las distribuciones de dosis en un maniquí de pelvis Rando, del mismo tratamiento de próstata, en ambas técnicas de imagen CTp e iCBCT (cada una de ellas con su curva específica HU-DER, medidas previamente con el maniquí CIRS). Por último, se evalúa el impacto dosimétrico en una muestra de 10 pacientes en las condiciones más extremas, es decir volúmenes > 13500 cc. Para ello, se comparó el valor de Dmed obtenido en la próstata, empleando la curva estándar HU-DER y la curva HU-DER correspondiente al volumen escaneado.

RESULTADOS

Los resultados mostraron que la curva de calibrado HU-DER se mantiene estable con la variación del volumen escaneado, especialmente para DER en el rango de [0.201-1.455]. Las máximas variaciones se observaban en densidades altas (> 1.455) cuando el volumen escaneado aumentaba más de un 15 % respecto al volumen estándar (Figura1). Las diferencias dosimétricas en el maniquí Rando en Dmed en la próstata calculada en el CTp y el iCBCT fueron inferiores al 0.5 % (Figura2). Las diferencias en Dmed en próstata entre utilizar la curva HU-DER estándar y la específica del volumen escaneado fueron inferiores al 0.2% incluso para volúmenes escaneados superiores a 14000 cc.

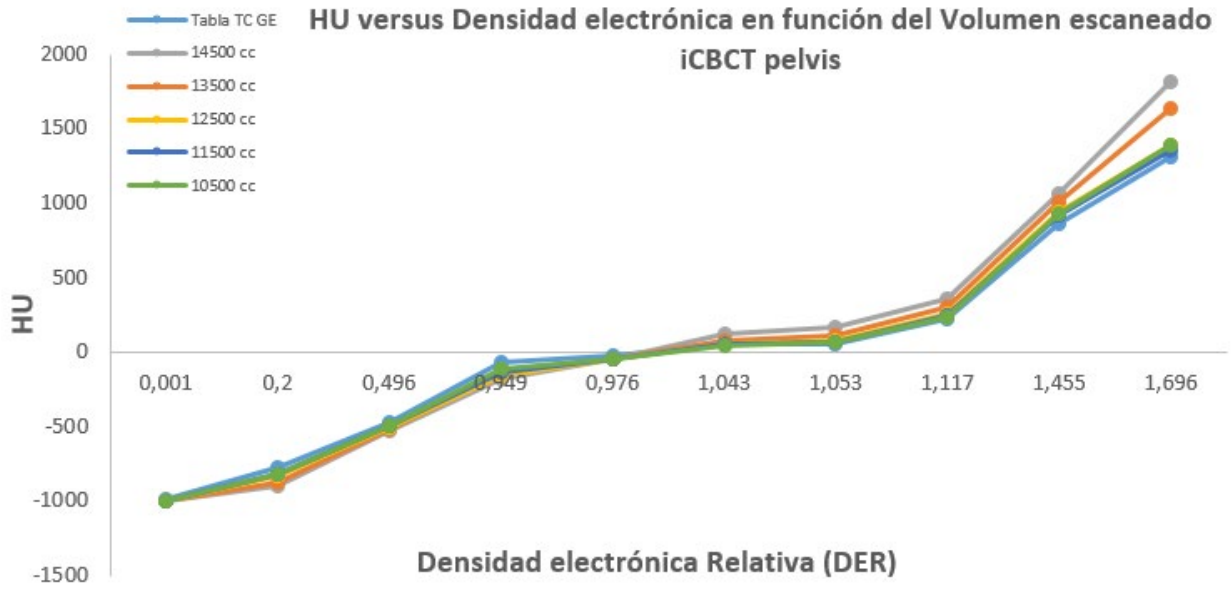


Figura1: Relación entre las Unidades Hounsfield (HU) y la densidad electrónica Relativa (DER) obtenidas para el protocolo de CBCT de "pelvis iterativo". Se escanea el maniquí CIRS de densidades envuelto en distintas capas de bolus de densidad equivalente a agua con el fin de variar el volumen escaneado. La curva azul "Tabla TC GE" corresponde a la tabla de calibración obtenida en el TC de planificación. La curva amarilla "12500 cc" corresponde al volumen escaneado equivalente al paciente estándar en los tratamientos de la patología de próstata.

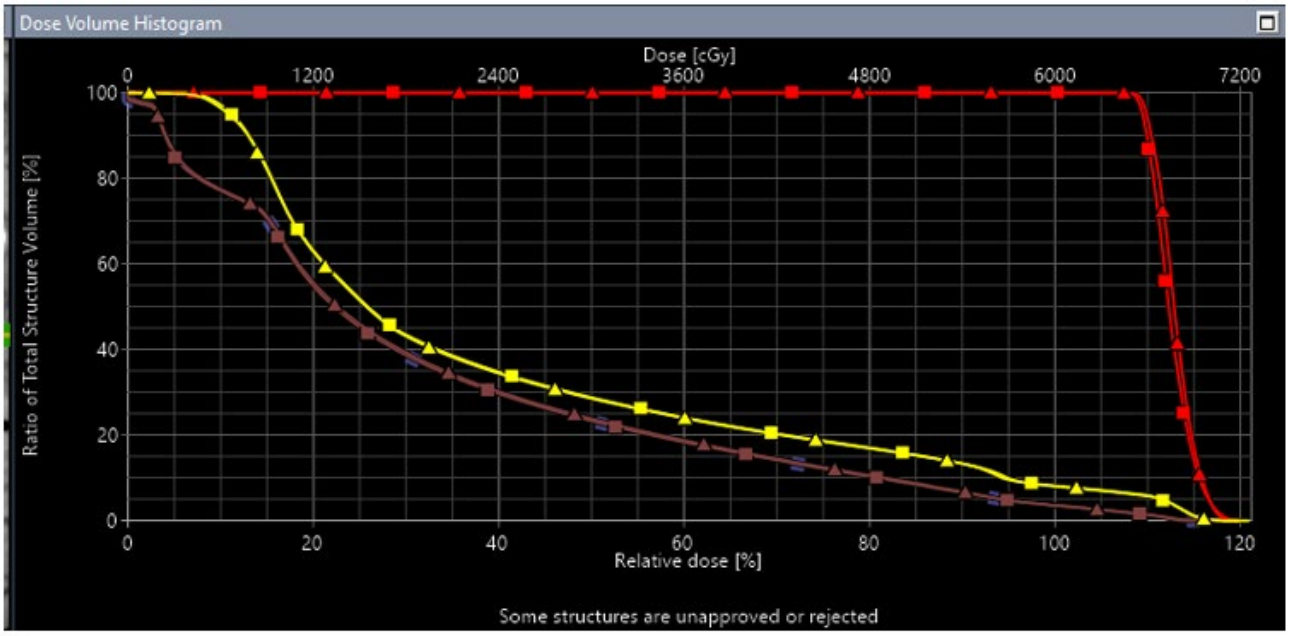


Figura2: HDV para la próstata, vejiga y recto contorneados en el paciente Rando. Plan calculado sobre el CT de planificación con su curva de calibración HU-DRE (triángulos) y sobre el iCBCT (cuadrados) obtenido en el TrueBeam utlizando la curva de calibración UH-DRE para el protocolo Pelvis en condiciones de dispersión estándar.

CONCLUSIÓN

Los estudios iCBCT proporcionan una buena estabilidad en los valores HU, haciéndolos adecuados para verificar la dosis impartida en cada fracción y como base para la replanificación, sin necesidad de realizar un nuevo CTp.

Independientemente de las dimensiones del paciente, en el rango estudiado, la curva UH_DER estándar obtenida se puede emplear para el cálculo de dosis sobre iCBCT, para el protocolo de pelvis.

HERRAMIENTAS DE CREACIÓN, MANIPULACIÓN Y CAMBIO DE MODALIDAD DE OBJETOS DICOM PARA SU USO EN SOFTWARE DE TERCEROS

Soto Angona, R. (1); Del Castillo Belmonte, A. (2); Hurtado Romero, A. E. (2); Miguel Perez, D. (2); Donis Gil, S. (2); Villar Vázquez, C. (2); Sánchez Pérez, M. (2); Montoya Armisen, P. (2); Andrés Rodriguez, C. (2); Pena Vaquero, S. (1); Pérez Gómez, F. (2); Agulla Otero, M. (2); Antón García, D. (2); Alonso Hernández, D. (2); Frutos Baraja, J. M. (2); Torres Cabrera, R. (2)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid; (2) HCUV

INTRODUCCIÓN

En la planificación de tratamientos de radioterapia se usan distintas modalidades de imagen con diversas finalidades. No todos los softwares de planificación admiten todas las modalidades de imagen disponibles o podemos disponer de objetos creados artificialmente que no sean compatibles con todos los planificadores. Herramientas que permitan superar estos impedimentos pueden resultar útiles en multitud de contextos.

MATERIAL Y MÉTODO

Se han diseñado scripts con dos fines. Volume_to_DICOM.py permite convertir un volumen generado artificialmente en un objeto DICOM compatible con el planificador. DICOM_to_DICOM.py emplea una serie de imágenes DICOM preexistentes y cambia su modalidad a otra compatible con el software de destino.

Ambos scripts son similares en diseño haciendo amplio uso de funciones de la librería Pydicom de Python. Partiendo de una serie de plantillas de las modalidades de imagen compatibles con nuestro planificador, se importan los volúmenes de interés en la etiqueta PixelData de estas plantillas. También se manipulan una serie de etiquetas DICOM de interés para cada modalidad y se permite al usuario ajustar información del paciente y de la adquisición de imagen en caso de que se considere necesario.

RESULTADO

Los scripts se han diseñado para generar imágenes de modalidad CT, PET, SPECT, RMN y RTDOSE. Tanto las imágenes a las que se les ha cambiado la modalidad, como las imágenes creadas de forma artificial se importan de forma correcta en el planificador Eclipse e ImageJ. Todas las imágenes manipuladas permiten trabajar con ellas de la forma esperada a lo correspondiente con su "nueva" modalidad.

DISCUSIÓN

La generación de objetos DICOM a partir de la manipulación de plantillas en vez de la creación de objetos nuevos per se, es un método más robusto en cuanto a la compatibilidad con software de terceros. Estos scripts permiten una mayor libertad a la hora de trabajar con imágenes en el planificador y permiten nuevos flujos de trabajo en la planificación y control de calidad de radioterapia.

CONCLUSIONES

Esta serie de scripts permiten manipular objetos DICOM para su trabajo en softwares de terceros. El uso de plantillas DICOM facilita la compatibilidad de los objetos creados con los softwares. Los objetos creados funcionan correctamente como corresponde a la modalidad de la plantilla que ocupan. Las herramientas se encuentran disponibles de forma abierta en un repositorio de Github y se avanzará en su desarrollo en el futuro.

ANÁLISIS DEL PROCESO DE CALIBRACIÓN DE UNIDADES HOUNSFIELD DEL SISTEMA DE KVCT Y MVCT DE UNA TOMOTERAPIA ACCURAY RADIXACT MEDIANTE CONTROL ESTADISTICO DE PROCESOS

Astudillo Olalla, R. (1); Suárez Álvarez, N. (2); Gutiérrez Ruiz, M. (2); Fabregat Borrás, R. (2); Reguilón Martín, A. (2); Uzquiza López, J. (2); Gómez Enriquez, F. (3); Corro Verde, U. A. (2); Alonso Muriedas, J. (4); Vázquez, J. A. (2); Raba Díez, J. I. (2); Pacheco Baldor, M. T. (2)
(1) Hospital Universitario de Navarra; (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (3) Complejo Hospitalario Zamora; (4) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

Clásicamente, los equipos de tomoterapia tienen como sistema de imagen un MVCT que aprovecha la línea de generación del haz para realizar la imagen de posicionamiento del paciente para el tratamiento. El nuevo equipo *Accuray Radixact 2x* incluye, además, el sistema *ClearRT* de kVCT que es más rápido en la realización de imagen y que reduce la dosis recibida por el paciente. Dado que este equipo está diseñado para su uso en radioterapia adaptativa, es de vital importancia que las unidades Hounsfield (HU) de la imagen generada estén bien calibradas. Por ello, se han analizado las calibraciones semanales realizadas en este equipo desde su puesta en marcha.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado 97 calibraciones semanales (20 meses) de HU de los sistemas de kVCT y MVCT de un equipo Radixact instalado en el Hospital Universitario Marqués de Valdecilla. Para ello, se utiliza el maniquí TomoHE y se posiciona de tal forma que el centro de la imagen esté situado en una zona uniforme. Existe un proceso automatizado de calibración que adquiere un corte con ambas energías y mide las HU en aire y en 4 sectores del maniquí, proporcionando de manera visual los nuevos valores de calibración. Estos se han recogido con la ayuda de una aplicación creada exprofeso. Aunque Accuray admite una tolerancia de ±25HU, nuestro nivel de acción de ha establecido en ±10HU respecto al valor nominal de 0HU (agua) y -1000HU (aire).

Se han analizado los valores de HU en agua y en aire para kVCT y MVCT utilizando estadística descriptiva e inferencia estadística (test t de Student). Además, se han creado los Límites de Control (LC) Superior (LCS) e Inferior (LCI) según la referencia [1]. También se ha analizado la capacidad de la prueba.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la imagen 1 y 2 se pueden observar las variaciones de las HU para kV y MV en agua (1) y aire (2). Se puede ver como los límites están bien ajustados (dentro del intervalo de tolerancia) y estos datos están dentro de las tolerancias y solo algunos se separan de los LC. De los test-t se puede observar que entre agua-aire para MV y kV sus diferencias son estadísticamente significativas (p=0 para ambos) pero no así comparando kV y MV en aire (0.844) y agua (0.563). Del análisis de la capacidad, para las cuatro variables se ha visto que el proceso es capaz.

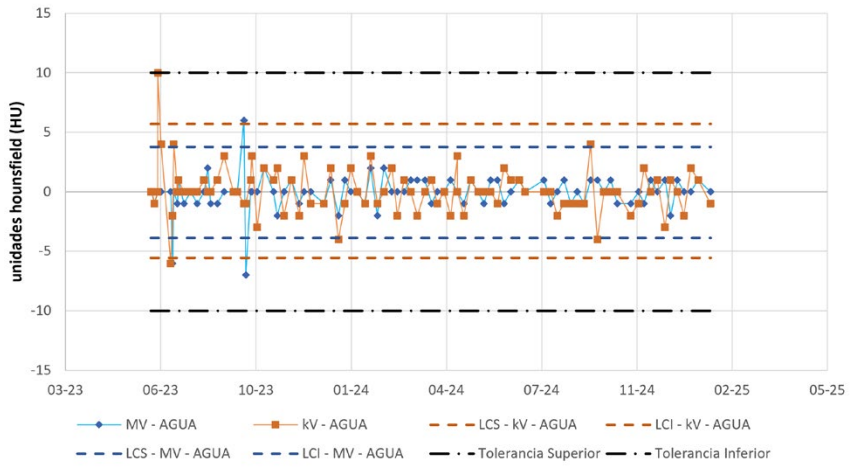


Imagen 1: Datos de calibración en el tiempo del sistema de MVCT y kVCT en maniquí de agua sólida. Se han calculado los Límites de Control Superior (LCS) e Inferior (LCI).

CONCLUSIONES

Del análisis realizado para los sistemas de kVCT y MVCT se puede concluir este es un proceso capaz que permitirá controlar la variabilidad de las HU, por lo que el sistema tiene un proceso de calibración de HU que permitirá su uso habitual en radioterapia adaptativa.

[1] Guía para el control de calidad y seguridad en aceleradores lineales de uso clínico. Françoise Lliso et al. Rev Fis Med 2024;25(1)(Enero-Junio):77-122

COMPARATIVA CTS SINTÉTICOS GENERADOS POR ETHOS Y RAYSTATION FRENTE A CAMBIOS DE TAMAÑO

Vicente Bernal, R. (1); Granado Alonso, L. (2); Lorenzo Casas, E. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Sánchez Ruipérez, J. (3); García De Iturrospe Lizaso, J. (1); Tartilán Buey, A. (1); García Repiso, S. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Salamanca; (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (3) Unidad Satélite de Radioterapia de Ávila

INTRODUCCIÓN

La radioterapia adaptativa (ART) consiste en modificar el plan de radioterapia considerando los cambios anatómicos del paciente a lo largo del tratamiento. Esto se realiza sobre un CT sintético (sCT) generado a partir de imágenes CBCT adquiridas diariamente.

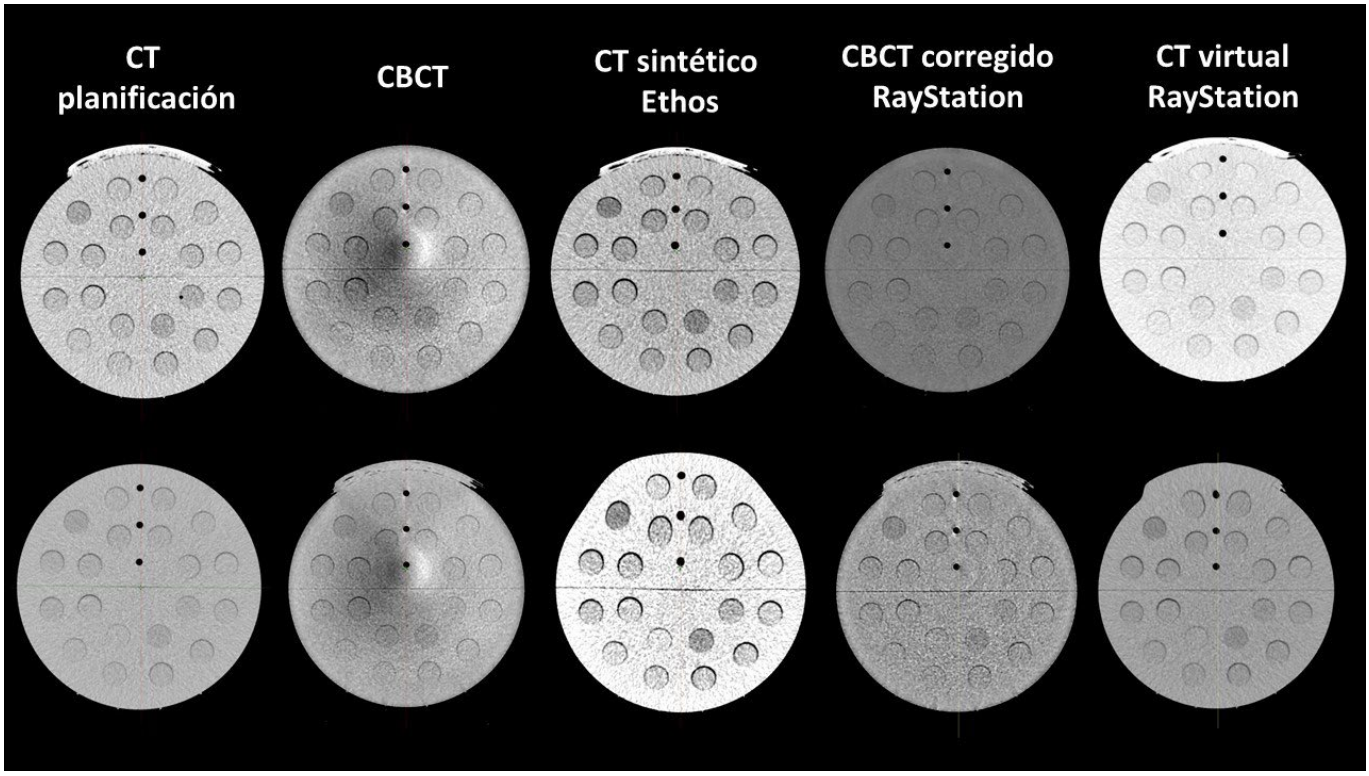
Existen diferentes soluciones comerciales para crear estos sCT, entre ellas Ethos (Varian Medical Systems) y RayStation (RaySearch Laboratories), los cuales utilizan métodos de registro deformable entre el CT de planificación y el CBCT para generarlos. Este estudio evalúa las diferencias entre los sCT creados por ambos sistemas, específicamente en un escenario clínico que simula cambios de peso del paciente, representados por la colocación o retirada de un bolus sobre un maniquí. Estos cambios son comunes en la práctica clínica y pueden afectar a la distribución de dosis.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizaron dos CTs de simulación del maniquí cilíndrico de agua sólida conocido como Cheese Phantom, uno con un bolus de hidrogel de 1.2 cm y otro sin él. Para ambos CTs se planificó un tratamiento utilizando el sistema Ethos. Posteriormente, en la unidad de tratamiento se ha administrado el tratamiento planificado sobre el maniquí con bolus, sobre el maniquí sin bolus y viceversa. En ambos casos se ha seguido el workflow de adaptativa en el que se genera un sCT a partir de los CBCT de tratamiento. También se generaron dos tipos de sCT con el planificador RayStation: CBCT corregido (estableciendo una curva de calibración entre niveles de gris y UH) y CT virtual (a partir de un registro deformable), cada uno con diferentes métodos de corrección para los cambios en la anatomía del paciente.

RESULTADOS

En el caso del CT de simulación con bolus y el CBCT posterior sin bolus, Ethos reconstruye un sCT adaptando las densidades originales de simulación, deformando las estructuras cercanas al bolus. El CBCT corregido de RayStation refleja correctamente la situación observada, mientras que su CT virtual intenta incluir el bolus, deformando también las estructuras, pero en menor medida que el Ethos. En el escenario inverso, los resultados fueron similares: Ethos y el CT virtual de RayStation deformaron las estructuras, mientras que el CBCT corregido no mostró cambios significativos (fig.1).



DISCUSIÓN

En los dos casos en los que se genera el CT sintético a partir de un registro deformable, sCT de Ethos y CT virtual de RayStation, se deforman los cilindros internos del maniquí alargándose o achatándose según aumente o disminuya el contorno del paciente. En el CBCT corregido de RayStation no aparecen estas deformaciones, pero su calidad de imagen es peor que la de un CT, y por tanto su cálculo será menos preciso.

CONCLUSIONES

Ethos está optimizado para la ART online, mientras que RayStation se utiliza para evaluar la anatomía diaria y decidir si es necesario realizar una replanificación del tratamiento (ART offline). En ambos casos, es importante conocer las limitaciones de los algoritmos utilizados para asegurar su correcta aplicación en la práctica clínica. Un estudio más completo comprendería la evaluación de las implicaciones dosimétricas de estas deformaciones.

EXPERIENCIA INICIAL: COMPARACIÓN ENTRE POSICIONAMIENTO GUIADO POR SUPERFICIE Y TATUAJES PARA PACIENTES DE CÁNCER DE MAMA

Suárez Gómez, S. (1); Sánchez Rodríguez, A. (1); Fernández Ruano, I. (1)
(1) Hospital Universitario Almeria Torrecardenas

INTRODUCCIÓN

históricamente el proceso de posicionar al paciente previo a la obtención de imágenes, se realiza mediante un conjunto de tatuajes subcutáneos. Tras alinear con estos tatuajes, se realizan unos desplazamientos específicos obtenidos del planificador y la posición se verifica con imagen anatómica mediante CBCT. Muchos estudios han demostrado que la SGRT es un método útil para mejorar la precisión y la eficiencia del posicionamiento frente a láseres y tatuajes. El incremento de las técnicas volumétricas, las altas conformaciones de dosis, la SBRT y los esquemas hipofraccionados, realzan la importancia de la mejora en la precisión del posicionamiento de los pacientes

OBJETIVO

Comparar retrospectivamente las correcciones 3D del CBCT de pacientes posicionados inicialmente con tatuajes frente a los posicionados con el sistema de SGRT

MATERIAL Y MÉTODOS

disponemos de 360 fracciones de 72 pacientes de las cuales 54 se preposicionaron con tatuajes, frente a 18 posicionadas con SGRT, tras es el posicionamiento inicial se realiza un CBCT y se comparan para ambas técnicas las medias de los valores absolutos traslacionales en cada dirección. Se registra la lateralidad (derecha o izquierda) y tipo (completa, completa con boost, completa con afectación ganglionar e irradiación parcial de mama) todas ellas tratadas en 5 fracciones.

RESULTADOS

No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las variables Lateralidad y Tipo según las técnicas (p-valor>0.05) por lo que las muestras en ambas técnicas son homogéneas entre esas variables. Los resultados de las comparaciones traslacionales se muestran en la tabla 1.

Tabla 1

	TATUAJES n=54		*SGRT n=18*		
Corrección del CBCT (cm)	*Media±DE (cm)*	*Desplazamientos positivos (%)*	*Media±DE (cm)*	*Desplazamientos positivos (%)*	*p-valor*
LATERAL	0.3±0.13	45±5	0.27±0.09	52±9	0.4640
LONGITUDINAL	0.36±0.20	72±6	0.22±0.10	69±9	0.0102[1]
VERTICAL	0.46±0.27	84±5	0.39±0.17	88±5	0.4540

El sistema de coordenadas en referencia paciente (de cúbito supino cabeza-gantry), es positivo: Lateral-Izquierda, Longitudinal-Craneal y Vertical- Anterior

CONCLUSIONES

La media de los valores absolutos de las correcciones realizadas tras preposicionamiento con SGRT son menores que las realizadas con tatuajes. En la dirección longitudinal las diferencias son estadísticamente significativas. Se observa una tendencia dominante a correcciones en sentido anterior y craneal en los ejes vertical y longitudinal respectivamente para ambas técnicas.

La experiencia inicial apunta a una mayor precisión del posicionamiento inicial con SGRT. Se espera ampliar la muestra de las pacientes y extender esta forma de trabajo a otras localizaciones anatómicas.

[1] Se observaron diferencias estadísticamente significativas mediante el test U de Mann Whitney

PROTOCOLO DE POSICIONAMIENTO Y CONTROL INTER-INTRA FRACCIÓN MEDIANTE IGRT Y SGRT EN TRATAMIENTOS DE MAMA HIPOFRACCIONADOS EN RESPIRACIÓN LIBRE

Suárez Gómez, S. (1); Sánchez Rodríguez, A. (1); Rodríguez Cano, C. De Los Á. (1)
(1) Hospital Universitario Almeria Torrecardenas

La radioterapia guiada por superficie (SGRT) permite posicionar a la paciente y controlar el movimiento intrafracción sin necesidad de radiación ionizante. Su utilización está documentada para tratamientos de mama, donde se da una buena correlación entre la superficie y el volumen a tratar, es decir, la superficie es un buen sustituto del objetivo.

Los tratamientos de mama convencionales con campos tangenciales son robustos a errores de posicionamiento y movimientos respiratorios, por lo que mejoras en estos campos no se espera que devengan en un beneficio dosimétrico. Sin embargo, los tratamientos hipofraccionados, así como las técnicas volumétricas son más susceptibles de no reproducir la dosimetría prevista debido a defectos de posicionamiento o movimientos de la paciente. Estamos ante técnicas que no deben de ponerse en práctica sin protocolos de control inter-intrafracción bien contrastados.

La implantación en el servicio de un nuevo sistema de SGRT AlignRT con un sistema multicámara nos permite revisar los procedimientos de trabajo para esta patología en lo que se refiere al control inter-intra fracción.

El objetivo de este trabajo es describir el protocolo de posicionamiento y control de movimiento intrafracción en tratamientos hipofraccionados de mama en respiración libre empleando un sistema de SGRT en un Truebeam.

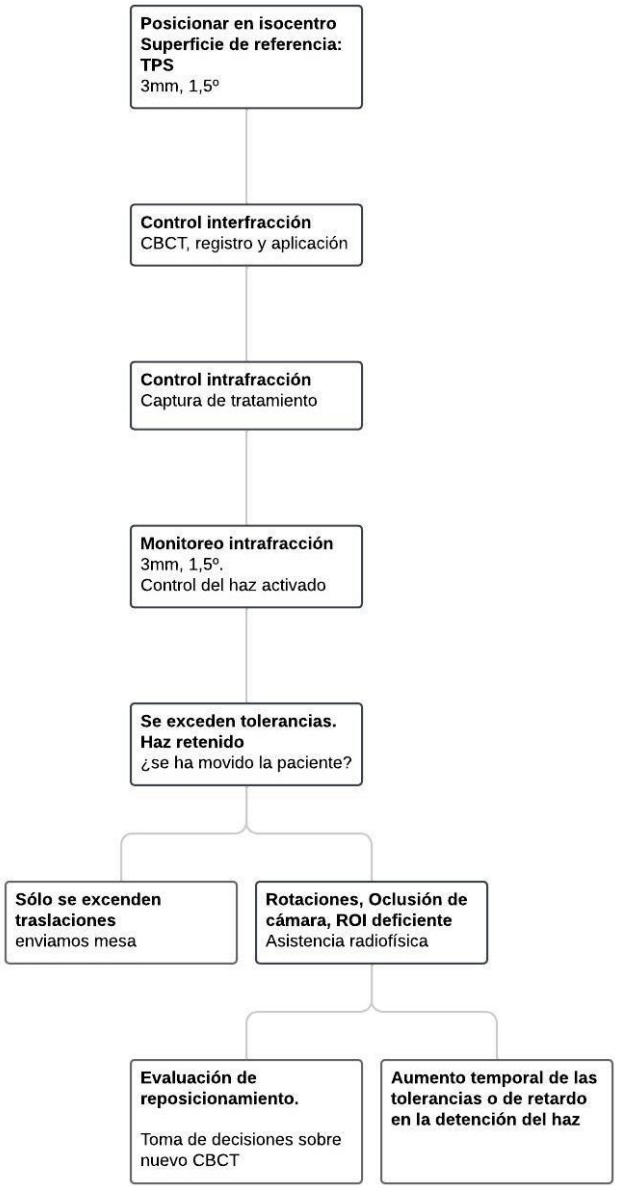
Las mamas de hipofraccionadas en respiración libre inmovilizadas con plano inclinado se posicionaban anteriormente mediante tatuajes alineados con los láseres de la sala y su posterior colocación en isocentro mediante desplazamientos de mesa. La colocación de brazos y mentón se reproducía mediante comprobación visual con fotografías tomadas de la paciente el día del TC de simulación. Se realizaba CBCT diario con revisión de imágenes online y no se disponía de control intrafracción.

Actualmente, tras colocar a la paciente en isocentro, AlignRT monitoriza la superficie de la paciente mostrando las diferencias respecto a la superficie de referencia mediante los Real Time Deltas de las traslaciones y rotaciones y la magnitud del vector desplazamiento. Los umbrales para el posicionamiento inicial y el monitoreo son 3mm para traslaciones, 1,5° para rotaciones y 5mm para la magnitud.

La superficie utilizada para el posicionamiento inicial será la reconstruida a partir de la TC de planificación. Se realiza control interfracción mediante un CBCT con registro de imágenes. Tras aplicar las correcciones obtenidas con IGRT se adquiere una captura de la superficie con el sistema AlignRT que constituirá nuestra referencia para el monitoreo intrafracción.

Si durante el tratamiento con control del haz se excede alguna tolerancia y hay sospecha de movimiento de la paciente, se enviarán traslaciones de mesa para reposicionarla

Si, o bien, el tratamiento incluye giros de mesa, o bien las discrepancias son causadas por una ROI deficiente o por oclusión de alguna de las cámaras ópticas, se requiere asistencia de radiofísica. En el primer caso para evaluar el reposicionamiento y la necesidad, o no, de una nueva prueba de imagen radiológica y en el segundo caso para valorar el aumento temporal de la tolerancia o del tiempo máximo de retardo para la retención del haz.



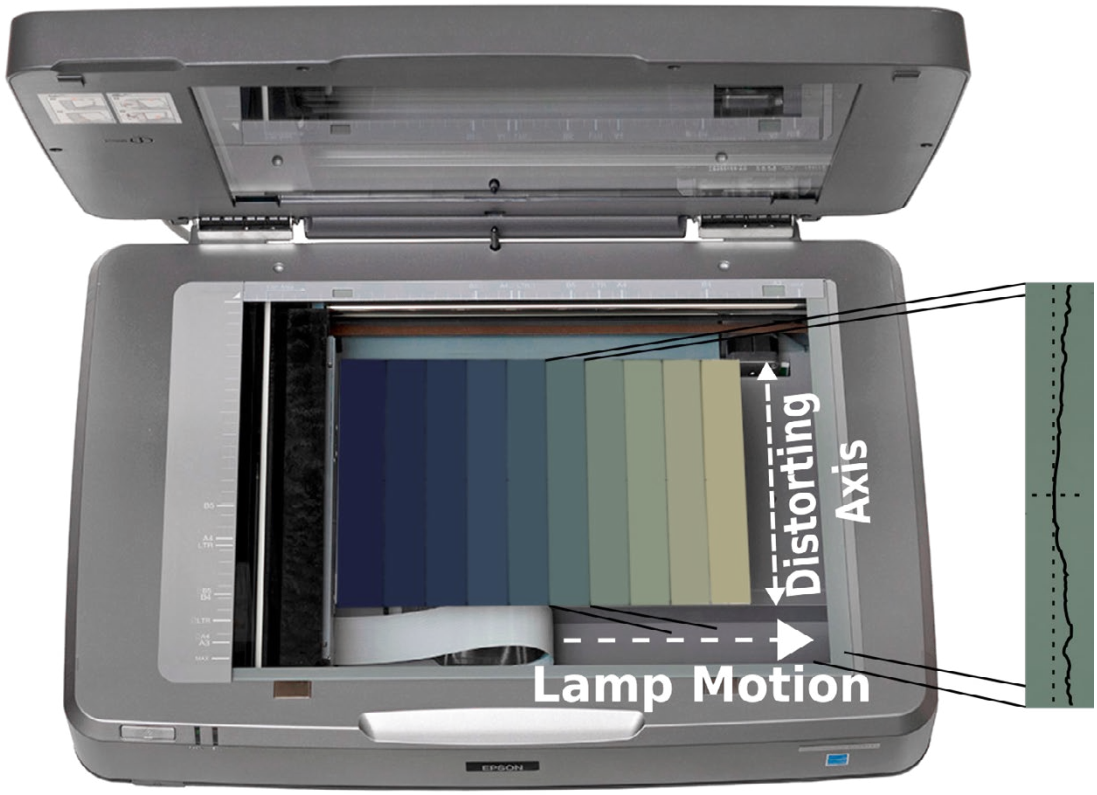
CORRECCIÓN DE HETEROGENIDAD DE CAMPO EN PROTOCOLOS ACELERADOS DE DOSIMETRÍA CON PELÍCULA

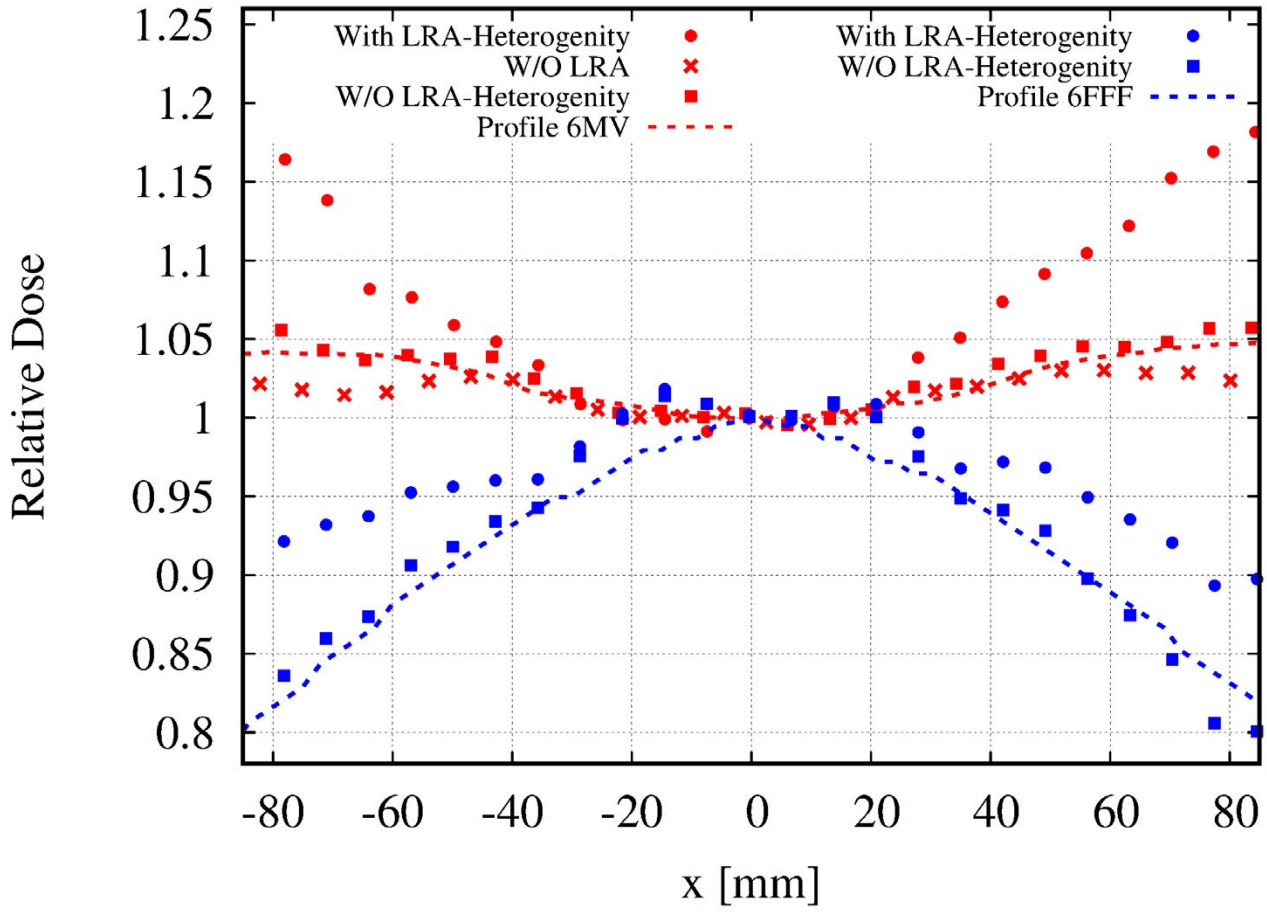
Panzuela Perez, S. (1); Macías Jaén, J. (2); Muñoz Bruque, Á. (2)
(1) Hospital de Donostia; (2) Hospital Virgen Macarena

En este trabajo identificamos y abordamos una nueva fuente de error en protocolos acelerados de dosimetría con película. En dichos protocolos la función respuesta de películas, así como el artefacto de respuesta lateral (LRA por sus siglas en inglés) de escáneres, pueden ser estimadas realizando un único escaneo. Estos protocolos proponen la estimación de la LRA mediante ajustes parabólicos ($1-cx^2$) de los perfiles de valor de píxel obtenidos a lo largo del eje de distorsión del escáner (x). Para ello se analizan fragmentos de películas (tiras) irradiadas con campos homogéneos cuadrados de gran tamaño (30 × 30 cm^2) a diferentes niveles de dosis.

En la práctica los campos de radiación clínicos comúnmente empleados presentan desviaciones con respecto a la homogeneidad, con variaciones en torno el 4 % y pudiendo alcanzar hasta un 20 % en ausencia de filtros aplanadores. Estas irregularidades generan perfiles de valores de píxeles que se desvían de forma no trivial de la tendencia parabólica esperada, lo que conduce a una caracterización inexacta de la LRA. Para resolver este problema desarrollamos un marco teórico. Este propone la corrección previa de las heterogenidades de campo, recuperando así la forma funcional parabólica de los perfiles de valor de píxel. Formalmente demostramos que los perfiles de valor de píxel pueden ser corregidos mediante la sustracción de los valores de píxel correspondientes a la diferencia entre el campo de homogeneidad y el campo de heterogenidad. Encontramos esta aproximación válida hasta el primer orden de la serie de Taylor. Para corroborarlo realizamos irradiaciones de películas radiocrómicas a energías 6MV y 6FFF (sin filtro aplanador). Los modelos de películas empleados fueron EBT4 y EBT-XD. Estas películas fueron cortadas en 9 piezas (tiras) de aproximadamente 20x3 cm^2. Cada tira fue irradiada a una dosis determinada, permitiendo tanto la determinación de la curva de calibración característica de cada modelo de película como la corrección de LRA. Las películas fueron escaneadas 24 horas después de su irradiación. Todos los análisis fueron realizados a través de un software desarrollado en nuestros servicios.

Nuestros hallazgos demuestran que tras la corrección de la heterogenidad de campo los perfiles de valor de píxel a lo largo del eje de distorsión recuperan una tendencia parabólica. Tras realizar la corrección de LRA los perfiles de dosis resultantes coinciden con los previstos por el detector Starcheck de PTW. Nuestros resultados han sido validados en campos con alto grado de heterogenidad (6FFF), lo que garantiza la generalización y la robustez de los protocolos acelerados. Adicionalmente comprobamos la precisión de esta nueva corrección a partir del estudio dosimetrico de un plan de tratamiento real de radioterapia. Nuestros resultados fueron contrastados con las distribuciones de dosis predichas por el planificador de tratamiento (Pinnacle). Estos resultados refuerzan una vez más la validez de esta corrección. Finalmente observamos una relación empírica del tipo lineal entre el parámetro de ajuste “c” y el valor de píxel en el centro de los perfiles de píxel. Esto nos permite realizar correcciones de LRA rápidas, robustas y precisas.





VERIFICACIÓN DIARIA DEL MOVIMIENTO DE LÁSERES ROJOS EN UN EQUIPO DE TOMOTERAPIA RADIXACT

Fernández Sánchez, T. (1); Cano Iglesias, E. (1); Torres Sánchez, J. (1)
(1) Hospital Universitario Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

De acuerdo con los TG 148 y 306, en un equipo de tomoterapia helicoidal se verificará la constancia y uniformidad de la velocidad de la mesa anualmente y el movimiento y precisión de los láseres rojos mensualmente. En el Hospital Universitario Reina Sofía, se realizan estos controles simultáneamente con un mismo maniquí y con una frecuencia diaria, dadas las consecuencias que podría tener la variación de alguno de estos parámetros en los tratamientos. El objetivo del trabajo es demostrar como la realización de esta prueba supondrá una mejora importante en el control diario del acelerador.

MATERIAL Y MÉTODOS

En la figura 1 se observa la cuña escalonada de aluminio usada para evaluar dosis, energía y constancia de la velocidad de la mesa, trasladándose a través del haz de radiación estático valorando las transiciones entre los pasos o escalones con los detectores internos y verificándose con una referencia.

En nuestro centro se posicionó la cuña con un desplazamiento de 2, 4 y 3 cm de láseres rojos (en x, y y z, respectivamente). Se realizó una imagen para matchearla con el CT de referencia (láseres verdes). Se comprobó si el desplazamiento era correcto. De esta manera se evalúo diariamente el movimiento de mesa y de láseres.

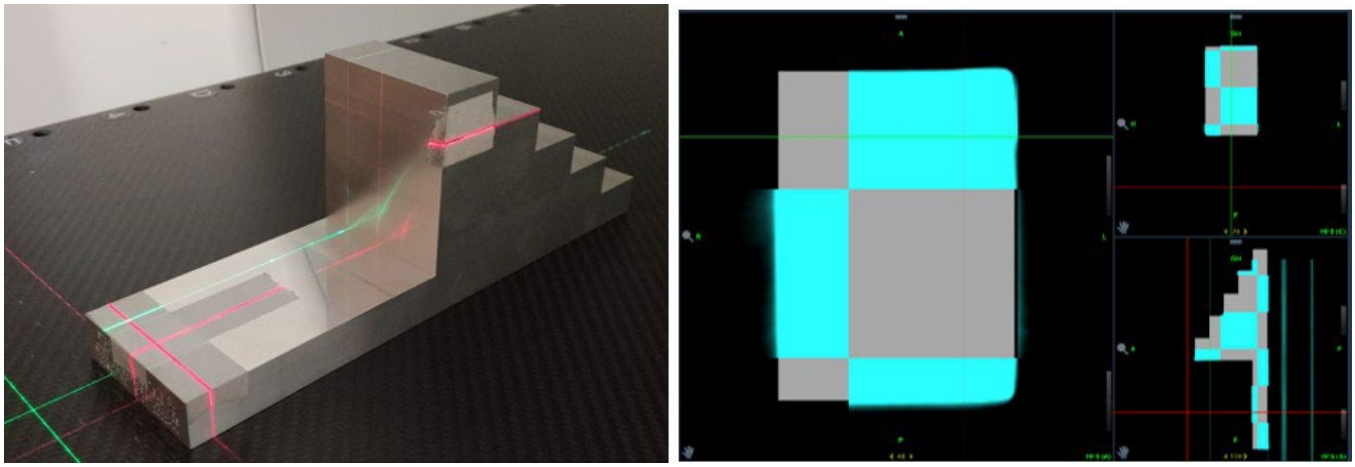


FIGURA 1: Maniquí en forma de cuña alineado con los láseres rojos (izquierda) y procedimiento de coincidencia entre la imagen realizada y la de referencia (derecha).

RESULTADOS

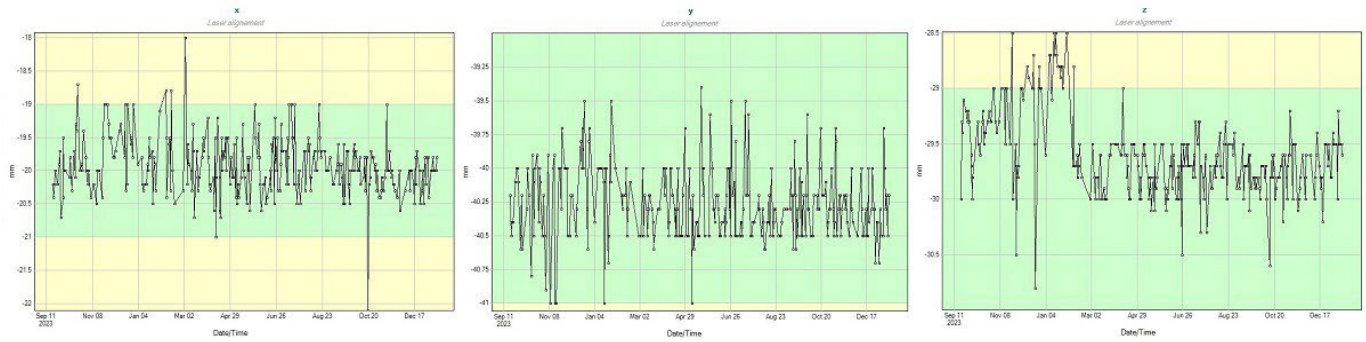


FIGURA 2: Gráficos de tendencia de los movimientos de mesa tras el matching en las direcciones x, y y z, respectivamente, obtenidos mediante el programa TQA.

En la figura 2, se muestran las gráficas de tendencia de los desplazamientos de mesa necesarios para mover la cuña desde el isocentro virtual (láseres rojos) hasta el real (láseres verdes). En verde se resalta el margen de tolerancia de ± 1 mm.

DISCUSIÓN

En el resto de aceleradores del servicio se miden la constancia de la dosis y la energía diariamente, por lo que en la tomoterapia se sigue el mismo procedimiento con la cuña. Implementar la comprobación del movimiento de los láseres rojos y la mesa en el CC diario solo supone unos minutos más en las medidas diarias y, aunque en los resultados, en general, se demuestra la poca probabilidad y frecuencia de errores significativos, podría ocurrir que se saliera de tolerancia, como ocurrió al principio con la coordenada z. Si se realizaran estas comprobaciones mensualmente, ese error habría repercutido notablemente en el tratamiento de los pacientes durante ese período de tiempo. Además, después de monitorizar estos movimientos durante 15 meses, se demuestra que la tolerancia elegida es apropiada.

CONCLUSIONES

Se demostró que la relación coste-beneficio de esta prueba fue positiva. Además, se comprobó que la tolerancia de 1 mm en el desplazamiento es un buen indicador para evaluar los resultados.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

CARACTERIZACIÓN DE LA MESA DE TRATAMIENTO IBEAM EVO EN EL PLANIFICADOR MONACO

Rodríguez Herrero, A. (1); Moreno Cano, R. (1); Martín Cascales, P. (1); Jimenez Rubio, P. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Llorente Ortega, M. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

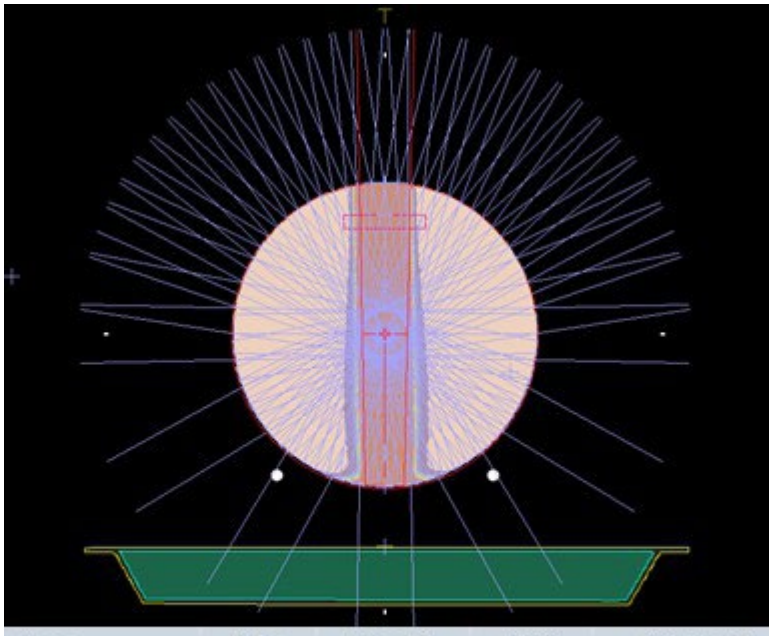
La mesa de tratamiento supone una atenuación de hasta el 3% de dosis [1] para tableros de fibra de carbono como el modelo iBEAM Evo de Elekta. En este trabajo se analiza la discrepancia de dosis en el centro de un maniquí cilíndrico entre medidas experimentales y las obtenidas en el planificador Monaco utilizando la caracterización de mesa reportada en [1].

MATERIAL Y MÉTODOS

En el planificador Monaco y sobre el maniquí Archeck, se han simulado haces de fotones de 6MV, 4x4 cm2, 200 UM, para diferentes angulaciones de gantry, desde 0° a 360°. En las incidencias de mayor interés (zona posterior de la mesa y zona del canto) se ha aumentado la densidad de incidencias (30° incidencias por encima de la mesa, 10° incidencia posteriores, y 5° en zonas del canto). Los parámetros de cálculo en Monaco han sido: una incertidumbre estadística de 0.3% y una rejilla de cálculo de 2mm por punto de control.

En esta simulación se ha incluido el modelo de mesa iBEAM Evo, formado por el contorno externo correspondiente a la fibra de carbono y un contorno interno para la espuma, Figura 1. Estos contornos se han forzado a una Densidad Electrónica Relativa (RED) de 0.7 para la fibra de carbono y 0.065 para la espuma.

Esta configuración se ha reproducido en el acelerador VersaHD de Elekta, llevando especial cuidado con ajustar correctamente la altura del Archeck sobre la mesa y el centrado sobre ésta. Para la medida de dosis se ha utilizado una cámara PintPoint colocada en isocentro (centro del maniquí) y el electrómetro ROMEO de PTW.



Name	Color	Force ED	Fill ED	Relative ED
Archeck		☑	☐	1.127
Espuma		☑	☐	0.065
Fibra de carbono		☑	☐	0.700

Figura 1. Simulación en Montecarlo de la mesa de tratamiento y el maniquí.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Figura 2 se representa la dosis relativa para los diferentes ángulos de incidencia respecto al valor de dosis a 0°. Se observa que las diferencias de dosis entre el planificador y las medidas no superan para ningún ángulo el 1.5%. Para las incidencias posteriores de mesa hemos obtenido una atenuación promedio de un 3%, ligeramente inferior en la medida experimental (2.7%). En las incidencias cercanas a los cantos de la mesa (130° y 230°) se produce la mayor atenuación (4%).

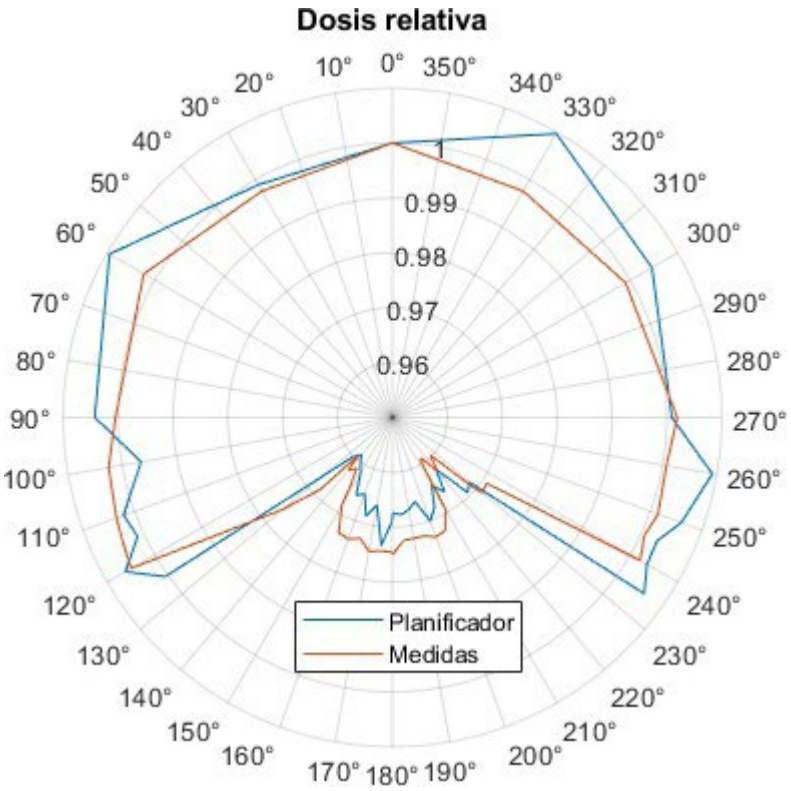


Figura 2. Dosis relativa en función del ángulo de incidencia.

CONCLUSIONES

La mesa de tratamiento puede atenuar hasta un 4% la dosis en ciertas incidencias y es importante tener un correcto modelado en el planificador que considere este efecto. Hemos comprobado experimentalmente que el modelo reportado en se adapta bien a nuestra mesa de tratamiento.

REFERENCIAS

Zefiro, D., Piergentili, M., Bampi, R., & Foppiano, F. (2018). Dosimetric characterization of the iBEAM evo carbon fiber couchtop for Monaco radiotherapy treatment planning. Physica Medica, 56, 133–278.ACM2

Zhang, R., Gao, Y., & Bai, W. (2018). Quantification and comparison of the dosimetric impact of two treatment couch models in VMAT. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 19(1), 10–16.

ANÁLISIS DEL CENTRADO DEL SISTEMA DE COLIMACIÓN EN EL ETHOS: VERIFICACIÓN MEDIANTE IMÁGENES DE ESTRELLA

Gorrochategui Susperregui, A. (1); García Iglesias, N. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Martín Veganzones, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Bragado Alvarez, L. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Miquélez Alonso, S. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Nuevas configuraciones de colimación mediante doble MLC como el del ETHOS-HALCYON (Varian MS, Palo alto CA, EEUU) requieren un análisis más exhaustivo de cómo realizar sus verificaciones. En este trabajo se analiza el centrado del sistema de colimación respecto su eje de rotación mediante la adquisición de una imagen "de estrella".

MATERIALES Y MÉTODOS

ETHOS dispone de un sistema de doble colimación multilámina que consiste en dos MLCs de 28 láminas de 1cm. Ambas capas tienen un offset relativo de 0.5 cm y contribuyen independienvtemente a la modulación del haz por lo que carece de colimadores primarios de mordazas.

Se disparan tres planes diferentes de 12 campos de apertura máxima en X y de 0.3 cm de apertura en el eje Y cada 15° de colimador cerrando el MLC1, el MLC2 y ambos MLCs respectivamente. Se recoge imagen PORTAL de dichos campos mediante el EPID (aS1200, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) de 1280x1280 pixeles. Superponiendo las 12 adquisiciones se genera una "estrella" (figura 1A) y analizando digitalmente esta imagen podemos cuantificar el cambio de la posición del isocentro para diferentes ángulos del colimador.

Se usa el módulo "starshot" de la librería "pylinac" de PYTHON. Para el análisis de los datos este script genera dos círculos concéntricos desde el centro de la imagen para encontrar los dos puntos centrales de la región delimitada para cada haz. Se traza una línea entre los puntos enfrentados y se busca el radio del círculo mínimo que contenga todas las líneas (figura 1B).

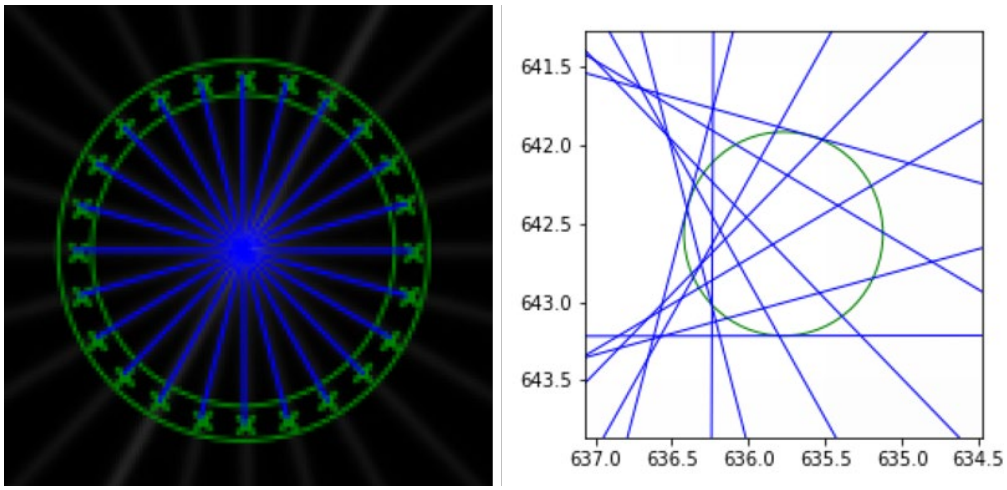


FIGURA 1. A) Líneas generadas al unir puntos contrapuestos de la región de análisis en la imagen "de estrella". B) Zoom en la intersección de dichas líneas con el círculo de radio mínimo dibujado en verde.

Se incluye el análisis de medidas durante un año de 2 unidades de tratamiento ETHOS-HALCYON dosimétricamente equivalentes del parámetro del radio mínimo del círculo tangente a los centros de los haces disparados.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 2 se muestran los resultados de los análisis realizados representando graficamente la evolución mensual a lo largo de un año del radio del círculo mínimo que contiene a todas las líneas de radiación.

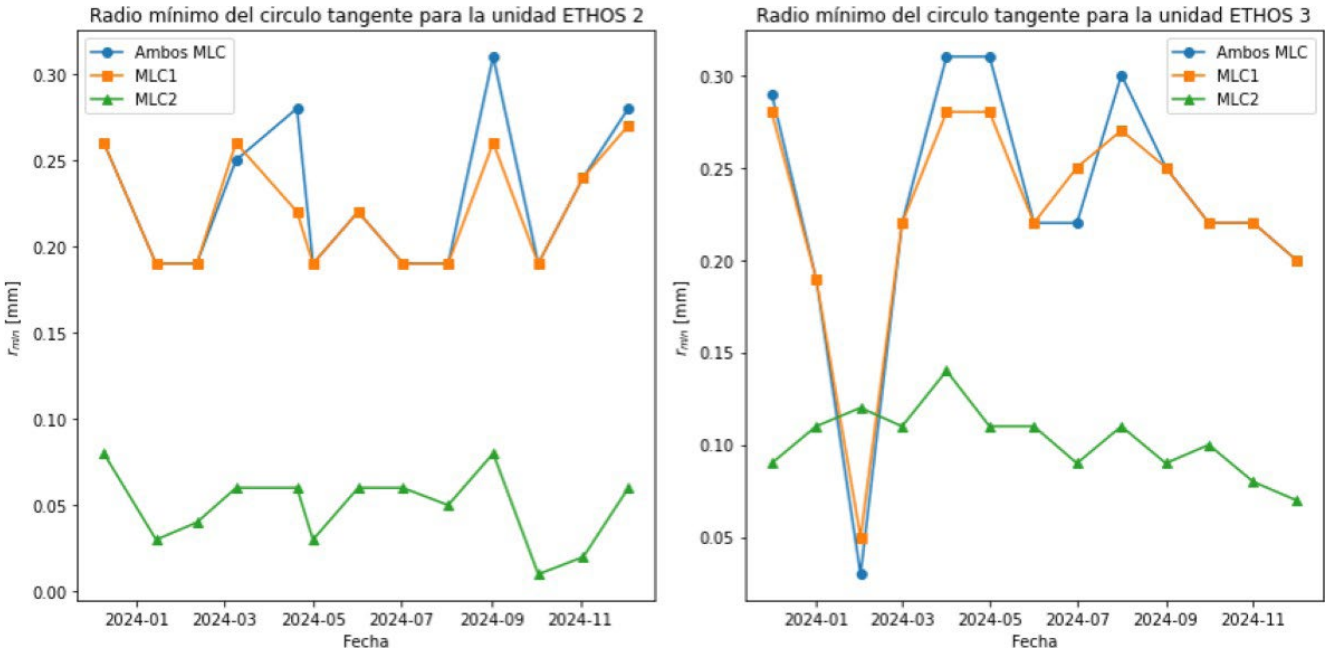


FIGURA 2. Representación gráfica de los valores del radio mínimo del circulo tangente a lo largo de un año para dos unidades de tratamiento ETHOS diferentes.

En ella se observa la regularidad de este parámetro mes a mes dentro de las tolerancias establecidas en nuestro centro. También queda de manifiesto que el MLC2 es el colimador que mayor desviación del isocentro aporta al ser los valores de las medidas de ambos MLCs muy parecidas a las medidas del MLC2. Por ello, podemos concluir que la prueba con ambos MLCs describe el comportamiento del colimador en su totalidad pudiendo prescindir de las pruebas con los MLCs pr separado.

CONCLUSIÓN

El centrado del sistema de colimación respecto a su eje se puede caracterizar adecuadamente con la prueba de ambos MLCs y permite controlar la regularidad de este parámetro.

EVALUACIÓN DE LA DEPENDENCIA CON LA ROTACIÓN DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN CILÍNDRICA EN EL INTERIOR DEL DISPOSITIVO DE CONTROL DE LA ESTABILIDAD RADIACTIVA

Garcia Costa, B. (1); Parreño Sánchez, J. C. (1); Ochoa Caparrós, J. (1); Bea Gilabert, J. (2); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón; (2) Consorcio Hospital General Universitario de Valencia

INTRODUCCIÓN

El control de estabilidad de las cámaras de ionización cilíndricas se realiza periódicamente para verificar la constancia de su respuesta, asegurando así el correcto funcionamiento y la ausencia de derivas por envejecimiento.

Este control se lleva a cabo utilizando un dispositivo de control de estabilidad radiactiva (RSCD) que contiene una fuente de ^{90}Sr en su interior con una actividad de 30 MBq y un periodo de semidesintegración de $T_{1/2}$=28.7 años. Este dispositivo tiene una cavidad en la que se inserta un adaptador, el cual garantiza la reproducibilidad de la posición en el montaje experimental. Tanto el adaptador como el dispositivo están marcados con una línea para asegurar la invariancia ante la geometría (FIGURA 1), según lo indicado en el manual.

El objetivo de este trabajo es evaluar el efecto de la rotación del dispositivo RSCD respecto a su posición de referencia en las medidas obtenidas por las cámaras de ionización para determinar la reproducibilidad del procedimiento.



MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron tres cámaras de ionización cilíndricas: FC65-G y FC65-P de IBA, y Farmer® 30013 de PTW, junto con un electrómetro Dose 1 dedicado a radioterapia externa. Además, se emplearon el RSCD de ^{90}Sr y un adaptador para cámaras tipo Farmer, ambos de IBA Dosimetry GmbH (Schwarzenbruck, Alemania).

La carga se registró utilizando equipos específicos y calibrados, y posteriormente se corrigió teniendo en cuenta las variaciones de temperatura y presión. Se hicieron cinco medidas de fondo, en la posición de referencia (0°), y girando su eje longitudinal a 90°, 180° y 270° respecto a la posición de referencia, para cada cámara.

Posteriormente, se compararon las medidas tomadas a 90°, 180° y 270° con respecto a las de la posición de referencia, calculando la diferencia relativa en porcentaje.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

De las medidas se obtuvo la diferencia relativa en porcentaje cuyos resultados vemos en la tabla 1. En esta se observa que las mayores diferencias se registraron a 270° para todas las cámaras, con una desviación mayor en comparación con las medidas a 90° y 180°.

Diferencias relativas a la referencia			
	FC65-G	**FC65-P**	**Farmer® 30013**
0° y 90°	-0.4%	-0.4%	-0.7%
0° y 180°	-0.4%	-0.6%	-1.0%
0° y 270°	-0.7%	-0.7%	-1.0%

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este estudio demuestran que la rotación de las cámaras respecto del dispositivo de control de estabilidad radiactiva (RSCD) afecta las mediciones de las cámaras de ionización cilíndircas tal y como se indica en el manual, siendo las desviaciones más significativas a 270°. Este hallazgo sugiere que la geometría de montaje, relacionada con la rotación del dispositivo, puede influir en la precisión de las mediciones, lo que debe ser considerado en los procedimientos de control de estabilidad.

COMISIONADO DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE V18

Martinez Barrio, D. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Aza Villarubia, Z. (1); Bermudez Luna, R. (1); Alvarez Sanchez, V. (1); Gañan Mora, A. (1); Martorell Ruiz, M. (1)
(1) Hospital Clinico San Carlos

IntroducCION

Se muestra en este trabajo las verificaciones realizadas para el comisionado de la versión 18 de Eclipse.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizan medidas en cuba automática PTW de perfiles, rendimientos en profundidad, factores de campo y leaf gap para un acelerador True Beam de Varian con MLC HD. Se investigan dos modelos distintos: para tamaño de mancha focal 0 y mancha focal recomendada por varian (Spot X=0.05 cm; Spot Y=0.07cm). Se verifica para cada energía (6X, 6FFF, 10X, 10FFF): perfiles y pdds, output para campos con MLC, campos a diferente SSD, asimétricos, oblicuos, campos irregulares, el test del paso de cebra (barridos de haces de anchura 3mm medidos con Starcheck y camara famer de PTW) y QA de pacientes con archeck y cámara de ionización pin point de PTW en isocentro.

RESULTADOS

En todas las energías, las penumbras medidas del MLC tienen caída más afilada que el cálculo para todos los campos analizados (MLC 1x1, 3x3, 5x5, 10x10, 15x15), por lo que se desestima la mancha focal distinta de 0, que suaviza más (fig1). Comparado con la versión previa (v16.1), los resultados son aceptables y parecidos en todos los test (<2%,1mm), salvo en el del paso de cebra, donde v18 reproduce mejor las medidas: por ejemplo, error max de hasta un 17% en v16.1 para medida off axis de 12 cm con cámara farmer y array Starcheck de PTW. Se corrige el error en v18 a menos de 2% de error. Se adjunta fig. 2 para la energía de 6X.

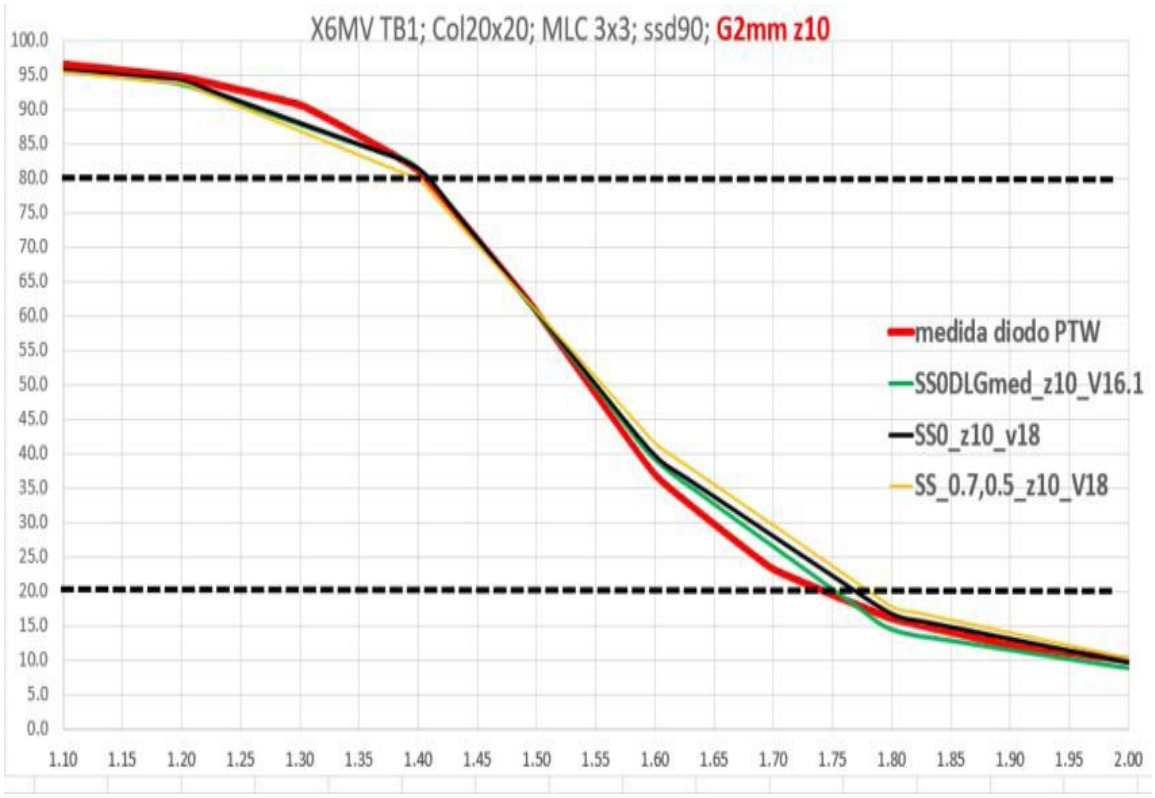
Las medidas de QA de pacientes, para una muestra de 16 pacientes con diferentes patologías, ofrecen resultados muy similares, con ligero peor resultado con mancha focal distinta a 0 (promedio $\gamma(3,2)$= 97.9% en v16.1 y promedio $\gamma(3,2)$= 98% en v18; desv promedio de dosis con cámara en ISO = 1.5% en ambas versiones. Para modelo de mancha focal 0.05, 0.07 se obtiene $\gamma(3,2)$= 97% y desv ISO=1.7%).

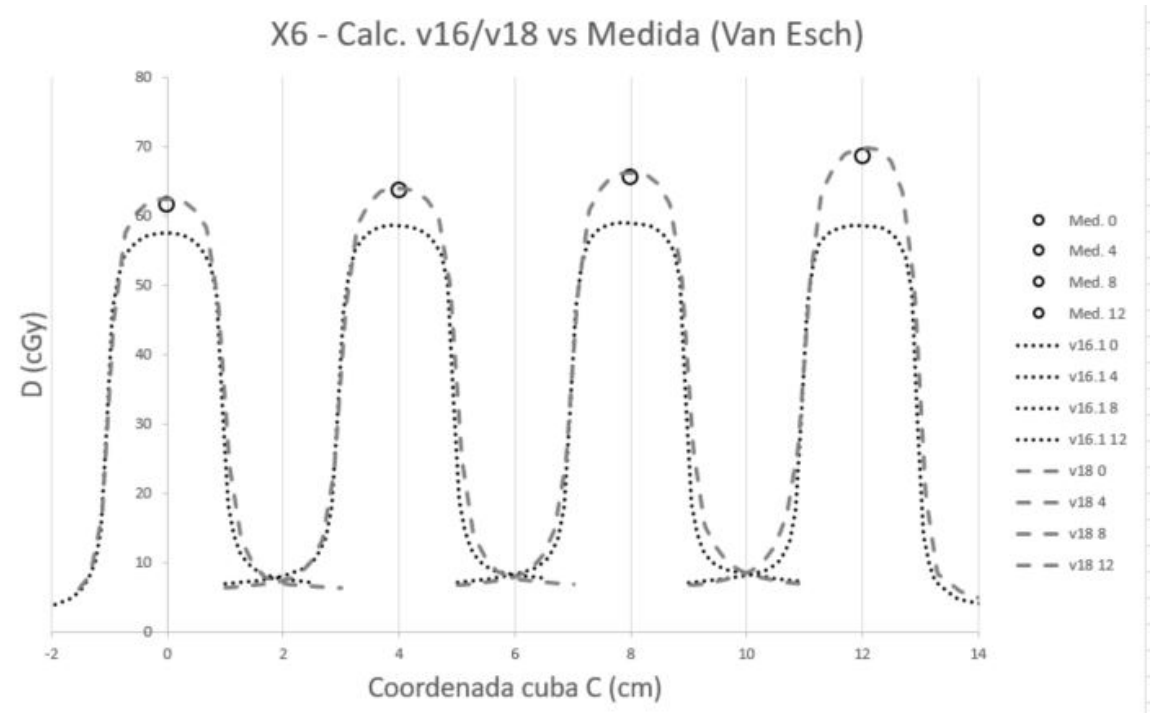
DISCUSIÓN

El modelo del MLC en la v18 incluye la curvatura de la lámina en el modelo, por lo que la DLG ya no incluye el efecto de redondeado de la lámina y este efecto se calcula en el propio modelo (ray tracing). Se incluye también el efecto de la cavidad en cada MLC. La transmisión del MLC deja de ser una capa de atenuación constante y se calcula su valor en cada punto, teniendo en cuenta el efecto fuera del eje y la oblicuidad. Se mide la transmisión del MLC y el gap físico de la lámina (LG) siguiendo el procedimiento de varian y la medida de la LG pasa a ser el valor empírico optimizado para producir menor desviación en los campos de sweeping gap, en lugar del método de extrapolación clásico de la DLG de versiones anteriores de eclipse.

CONCLUSIONES

Se acepta la versión 18 de Eclipse para uso clínico.





COBERTURA DOSIMÉTRICA ANTE LOS CAMBIOS DE PESO DE UN TRATAMIENTO DE PRÓSTATA DE ALTO RIESGO

Miguel Perez, D. (1); De La Llana, V. (2); Hurtado, A. E. (1); Sanchez, M. (1); Del Castillo, A. (1); De Frutos, J. (1); Soto, R. (1); Montoya, P. (1); Ruiz, M. (1); Andres, C. (1); Donis, S. (1); Pena, S. (1); Antón, D. (1); Agulla, M. (1); Alonso, D. (1); Arias, M. A. (1); Torres, R. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid; (2) Hospital de Leon

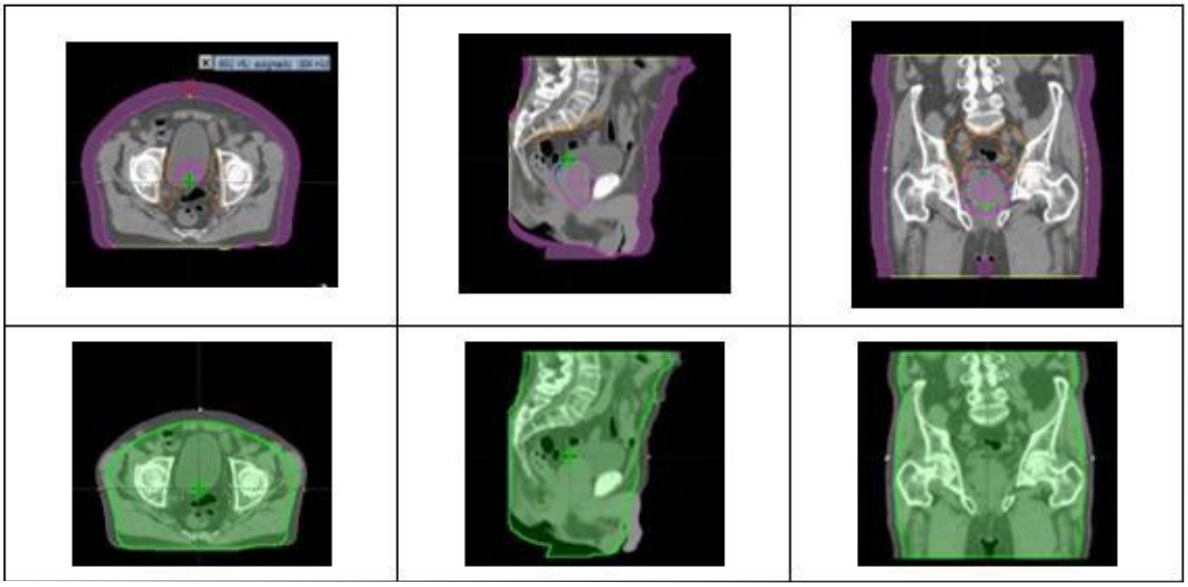
PROPÓSITO

Examinar el efecto en la cobertura dosimétrica de los cambios de peso que conllevan variaciones anatómicas durante el tratamiento en pacientes con cáncer de próstata de alto riesgo. Diseñar estrategias que faciliten la estimación de la dosis y su posible ajuste mediante normalización evitando la necesidad de llevar a cabo una nueva simulación.

MÉTODOS Y MATERIALES

Se seleccionaron 15 pacientes con cáncer de próstata de alto riesgo. Para simular la expansión y contracción de los contornos corporales debido a variaciones en el peso del paciente, el contorno corporal fue ajustado en incrementos y reducciones de profundidad a intervalos de 0.5 cm desde -2 cm hasta 2 cm en las direcciones anterior y lateral (Figura1).

Figura 1: Imágenes de TC de las proyecciones axial, sagital y coronal de un paciente con profundidades ampliadas (moradas) y reducidas (verdes) (dirección anterior, izquierda y derecha) de 2 cm.



En total, se evaluaron 135 planes, 9 por paciente. Se recalcularon los planees manteniendo el isocentro y las unidades de monitor del original y se compararon las dosis máximas, mínimas, medias de los PTVs y de los Órganos de riesgo. Se realizará un ajuste de los cambios de dichas dosis en función de los centímetros ganados o perdidos. Se renormalizarán los planes con los resultados del ajuste para intentar obtener las distribuciones originales y las distribuciones de dosis se analizarán con el programa Verisoft 5.1 (PTW) para evaluar índices Gamma.

RESULTADOS

Las variaciones de dosis se ajustaron a una regresión lineal en función de los centímetros de contorno perdidos o ganados resultando un cambio de dosis medio de un 2,87 ± 0,32 %/cm (R2=0.996) por cm para el tratamiento. Se realizó una evaluación del índice gamma 3D para los 15 planes renormalizados con objeto de comprobar si era una herramienta válida de ajuste sin replanificación. Todos ellos superaron criterios de 3%/3 mm en al menos el 97,5% de los puntos 10 de ellos superaron los criterios en un 99% de puntos. El índice gamma de 4%/4 mm superó los 100 puntos porcentuales en todos los pacientes para la región de interés elegida -(cubo de 15 x 15 x 15 cm centrado en pelvis)- (figura 2).

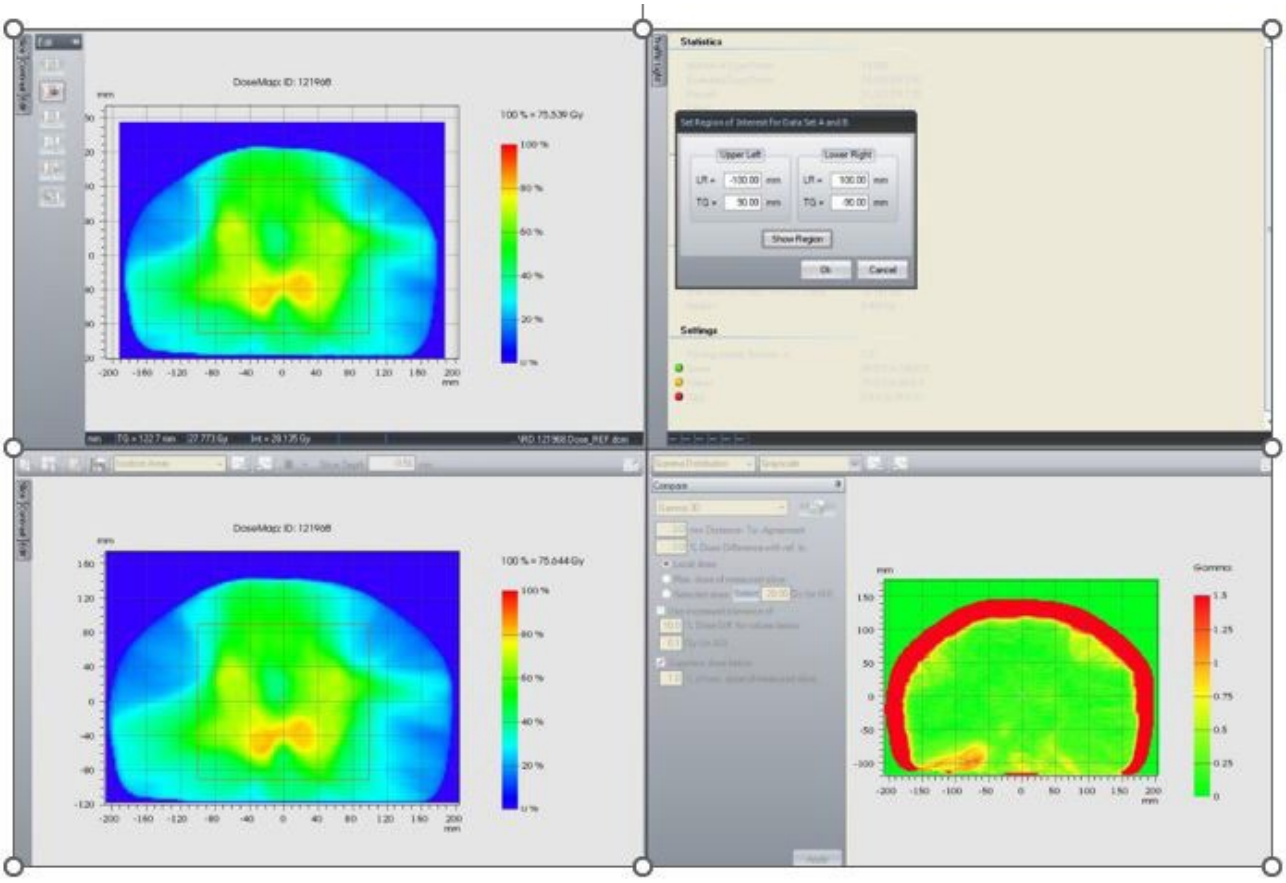


Figura 2: Región de interés en el plano transversal para realizar la evaluación del índice gamma 3D.

CONCLUSIONES

Renormalizar en caso de cambio en el controno exterior del paciente puede ser una buena estrategia para asegurar la correcta cobertura de los volumenes a tratar con muchas garantías.

CÁLCULO DE FACTORES DE CAMPO PARA UN EQUIPO DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA CON DETECTORES DE ESTADO SÓLIDO Y CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Andrés Bautista, D. (1); Pascual Pérez, R. (1); Mosquera Cereijo, I. (1); Velasco Fernández, C. (2); Quilis Sebastiá, C. (1); Camacho López, C. (1); Díez Domingo, S. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia; (2) Centro Nacional de Dosimetría

INTRODUCCIÓN

La correcta evaluación de los factores de campo (OF) en los aceleradores de radioterapia intraoperatoria (IORT) es esencial, ya que se emplean en el cálculo directo de las unidades monitoras (MU) a suministrar en el tratamiento. En este trabajo se han caracterizado los OF para diferentes configuraciones del LIAC HWL (Sordina IORT Technologies, Italia) con un detector de estado sólido y una cámara de ionización, y se han comparado las medidas con el modelo Monte Carlo (MC) suministrado por la casa comercial para comprobar los detectores más adecuados en la caracterización de estos equipos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Los OF fueron medidos para las energías de electrones de 6, 8, 10 y 12 MeV, para todos los aplicadores del equipo con bisel de 0°. Se empleó un detector PTW 60019 microDiamond y una cámara PTW31022 PinPoint 3D en un maniquí de agua. Los factores de corrección por saturación (k_{sat}) para la PinPoint fueron calculados según el método de Laitano, optimizando el proceso midiendo

para este fin solamente los aplicadores con diámetros de 3 y 10 cm para las 4 energías y obteniendo una recta de regresión de k_{sat} frente a carga por pulso.

RESULTADOS

Se observa que, a pesar de la pequeña separación entre electrodos de la PinPoint, los valores de k_{sat} no son despreciables, necesitándose corregir la carga recolectada en más de un 20% para las dosis por pulso (D_{pp}) más altas (ver FIGURA 1). De no considerarse esta corrección en el cálculo de los OF, los valores se subestiman hasta en un 5% para las configuraciones de mayor D_{pp} (rango [-0,2% – 5,69%]).

Una vez corregidos por k_{sat}, los OF estimados con la cámara de ionización y con el detector de estado sólido son muy similares, y a la vez son comparables con los del modelo MC (ver TABLA 1): las diferencias entre medidas y modelo son inferiores al 2%, exceptuando el aplicador de 4 cm y energía de 12 MeV, donde llegan a ser de un 6% con el detector de estado sólido y de un 3,5% con la cámara. A su vez, la máxima diferencia entre ambos detectores es de un 3.7% para el mismo aplicador, energía de 6 MeV.

CONCLUSIÓN

Los factores de campo del LIAC HWL han sido correctamente determinados tanto con un detector de estado sólido como con una cámara de ionización de pequeño volumen. Por la elevada D_{pp} que se obtiene en este equipo, los OF determinados con cámara pueden ser subestimados hasta en un 5% si no se corrigen debidamente las medidas por k_{sat}. Por tanto, se recomienda emplear una cámara de ionización con menor separación entre electrodos, o un detector de estado sólido, para introducir menos incertidumbre en la caracterización de los OF de este equipo.

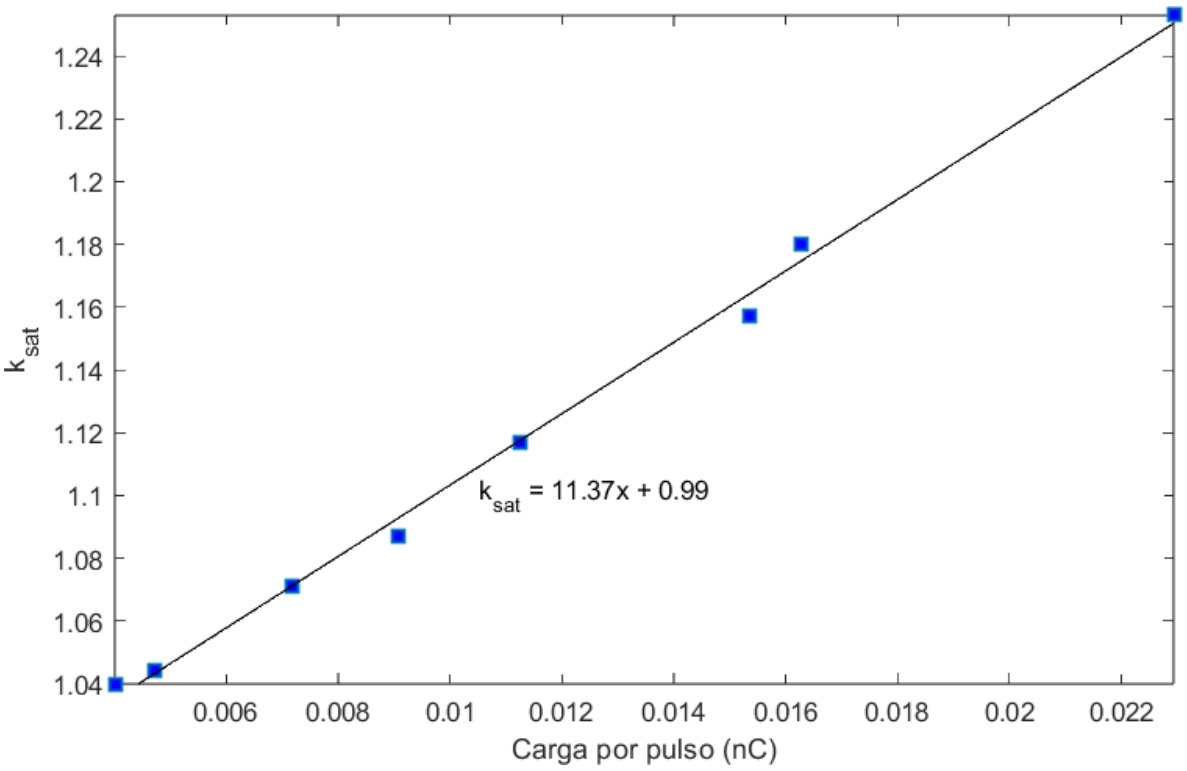


FIGURA 1: Recta de regresión para el cálculo de k_{sat}. Cámara PinPoint.

	PinPoint - E (MeV)				MicroDiamond - E (MeV)			
Φ (cm)	**6**	**8**	**10**	**12**	**6**	**8**	**10**	**12**
8	0,5	0,2	0,7	1,0	1,8	0,8	1,1	0,7
7	0,6	-0,1	0,5	-1,7	2,0	1,6	1,5	-0,1
6	-0,5	0,0	-1,2	-1,0	1,5	1,8	0,8	0,8
5	-1,5	-1,2	-1,6	-1,0	1,4	1,6	1,0	1,1
4	-3,5	-2,0	-2,1	-3,5	0,3	0,6	1,0	-6,6
3	-1,1	0,4	0,9	0,7	1,9	1,9	1,7	2,2

TABLA 1: Diferencia (%) entre el valor de OF medido y obtenido con MC

COMPARATIVA ENTRE MEDIDAS Y MODELOS MONTE CARLO PARA UN EQUIPO DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA LIAC HWL

Andrés Bautista, D. (1); Pascual Pérez, R. (1); Mosquera Cereijo, I. (1); Velasco Fernández, C. (1); Quilis Sebastiá, C. (1); Camacho López, C. (1); Díez Domingo, S. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia

INTRODUCCIÓN

El acelerador LIAC HWL (Sordina IORT Technologies) genera haces de electrones de altas dosis por pulso, D_{pp}, utilizados en radioterapia intraoperatoria (IOeRT).

Se entrega con el software SW Dose View, que mediante simulaciones Monte Carlo (MC) basadas en el trabajo de Iaccarino et al[1], permite generar la dosimetría relativa de los haces. El objetivo del trabajo será validar experimentalmente el modelo proporcionado.

1 Iaccarino G, et al. Phys Med Biol 2011;56:4579–96.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han medido y comparado con el modelo los perfiles transversales a la profundidad del máximo de cada energía, los rendimientos en profundidad (PDD) y factores de campo (OF) para los aplicadores disponibles (diámetros desde 3 hasta 10 cm, y biseles 0°, 15°, 30° y 45°), para las energías de 6, 8, 10 y 12 MeV. La comparativa no se realiza para los aplicadores de 9 cm ya que Sordina no proporciona sus datos.

Las medidas se han realizado en el maniquí de agua MP3XS (PTW Freiburg, Alemania) con el detector microDiamond (PTW).

Se han evaluado los parámetros R100, R50, tamaños de campo, penumbra, simetría y flatness. Adicionalmente se realiza el análisis gamma entre las curvas medidas y modeladas, con tolerancia 1%-1mm. Para los OF, se considera el aplicador de 10 cm, bisel 0°, como campo de referencia.

RESULTADOS

Se observa buen acuerdo entre las medidas y el modelo MC:

- Los perfiles son comparables dentro del 1% en cuanto a simetría y flatness, en todas las combinaciones de energía, diámetro y bisel.
- Los perfiles medidos tienen mayor penumbra y tamaño de campo que los modelados, con diferencias menores de 1 mm.
- Las diferencias en el R100 y R50 son menores de 1 mm, siendo de 2 mm solo para un caso (bisel 45°, diámetro 3 cm y energía 12 MeV), estando dentro de las tolerancias dadas por Sordina.
- La comparación gamma entre curvas resulta en un 90,7 % de tasa de paso. Los puntos con gamma > 1 corresponden a la zona mas allá de la penumbra de los perfiles, mayoritariamente a las colas de las curvas, y a los primeros milímetros de los PDD, ya que el modelo MC no comienza a la profundidad 0 mm. Se muestra un ejemplo en la Figura 1.
- Los OF son comparables dentro del 2%, salvo en la combinación diámetro = 4 cm, E = 12 MeV en todos los biseles, para la cual las diferencias alcanzan un 8,5% (ver Tabla 1).

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha comprobado que el modelo MC proporcionado se ajusta a las distribuciones de dosis generadas por nuestro LIAC HWL. Resulta una herramienta útil para su puesta en marcha y uso clínico. No obstante, se recomienda caracterizar experimentalmente algunos parámetros, como los OF, las dosis en superficie y las dosis fuera de campo.

	Energía (MeV)			
Φ (cm)	**6**	**8**	**10**	**12**
10	1,7	1,0	0,7	0,8
9				
8	1,2	1,0	0,5	1,2
7	1,5	1,2	0,8	-1,4
6	1,3	0,6	0,4	0,2
5	1,4	-1,5	-1,0	-1,2
4	-0,6	-1,3	-1,4	**-8,5**
3	1,3	1,8	1,7	1,3

iferencias, en %, entre OF medidos vs modelados MC. Ejemplo para bisel 30°.

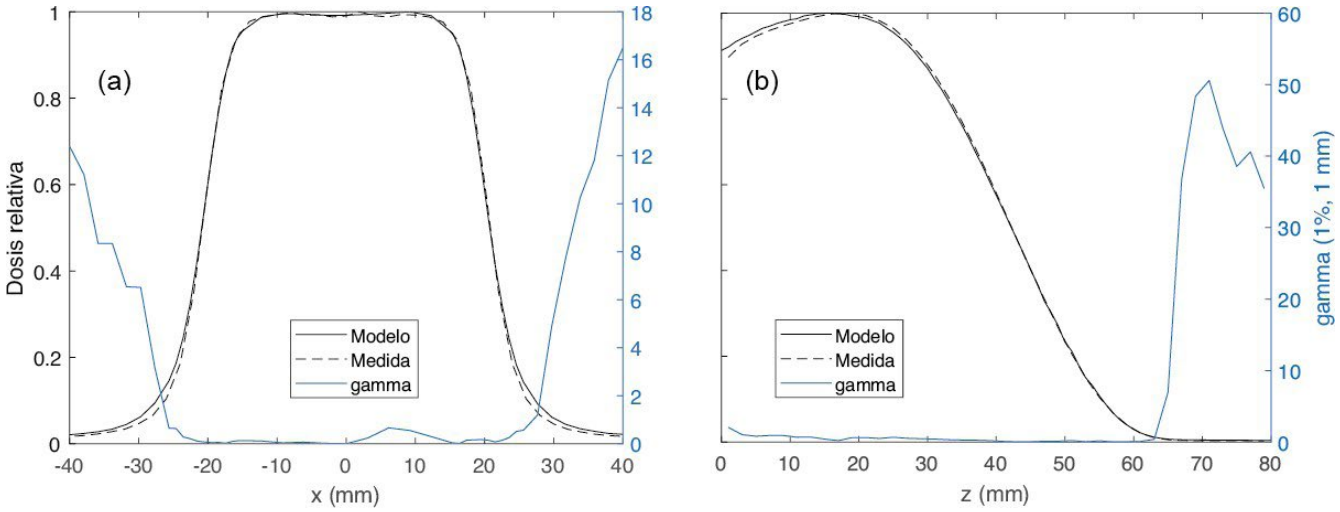


FIGURA 1: Comparación y análisis gamma de TPD (a) y PDD (b) para el aplicador de 4 cm, bisel 0° y energía 12 MeV.

CONTROL DE CALIDAD DE LA ESTABILIDAD DE LOS PERFILES, DOSIS EN EL EJE Y LA ENERGÍA CON EL GIRO DEL GANTRY EN ACELERADORES TIPO ANILLO

Piedrafita Suárez, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Sánchez Galiano, P. (1); García Balsa, Á. (1); Veiguela Prado, G. (1); Díaz Aviñó, C. (1); Rodríguez Latorre, D. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Herrero Rojas, J. (1); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1)
(1) Hospital Universitario Central de Asturias

OBJETIVOS

La evaluación de la estabilidad de los perfiles de radiación, energía y dosis en eje con el giro del gantry se encuentran entre las recomendaciones de control de calidad de aceleradores lineales de electrones[1]. En este trabajo se presenta el control de calidad de estos parámetros realizado con una matriz de cámaras de ionización y un soporte diseñado en el servicio impreso en 3D que permite la realización de estas verificaciones en aceleradores de anillo donde no se pueden utilizar las soluciones comerciales basadas en un brazo que se ancla al gantry.

MATERIALES Y MÉTODOS

La matriz de cámaras de ionización utilizada es el IC Profiler (Sun Nuclear) que dispone de cámaras de 0.046 cm3 en los ejes principales y en las diagonales. Las medidas se han realizado en un acelerador lineal de electrones monoenergético con 6 FFF Halcyon (Varian Siemens). El soporte para el detector se ha diseñado con Autodesk Fusion360 y la impresión se ha realizado en PLA con una impresora 3D Prusa i3 MK3. Este soporte se coloca sobre la mesa y permite realizar medidas de perfiles rotando la matriz a 90º y 270º. Tiene dos configuraciones posibles: una permite utilizar una cuña de cobre quadwedge (SunNuclear) para medir la estabilidad de la energía y otra que permite colocar hasta 20 cm de agua sólida para la medida de perfiles a diferentes profundidades (FIGURA 1).

Se realizaron medidas de los perfiles de dosis en distintas direcciones del plano perpendicular al haz de radiación incidente con el gantry en posición 0º, 90º y 270º. Las medidas se hicieron a distancia fuente-superficie del detector 100 cm, con 100 UM, tasa 600 UM/min y con las dos configuraciones del soporte. Para las medidas con las cuñas de cobre se utilizó el campo máximo del ALE, 28 x 28 cm, y con maniquí se utilizaron 4.1 cm de agua sólida RW3 (PTW) y un campo de 20x20 cm.

RESULTADOS

Analizando los perfiles medidos en las tres posiciones del gantry y con ambos montajes experimentales, se ha verificado la estabilidad tanto de los propios perfiles como de los parámetros que de ellos se derivan en todos los casos (TABLA 1). En todas las posiciones se ha obtenido un valor del tamaño de campo compatible con el tamaño fijado en el acelerador dentro de 1mm. Las medidas del centrado del campo del acelerador muestran diferencias inferiores a 1.4 mm. Las medidas de la energía del haz (D10) muestran diferencias menores del 1%. En cuanto a los valores de simetría, planitud y dosis absorbida en el eje las variaciones están por debajo del 2%.

CONCLUSIONES

Se ha comprobado la funcionalidad del soporte diseñado para la matriz de cámaras Profiler para evaluar la estabilidad de los perfiles de radiación, energía y dosis en el eje con el giro del gantry en aceleradores tipo anillo, que también se puede utilizar en aceleradores convencionales en caso de no disponer de un brazo para la matriz de cámaras.

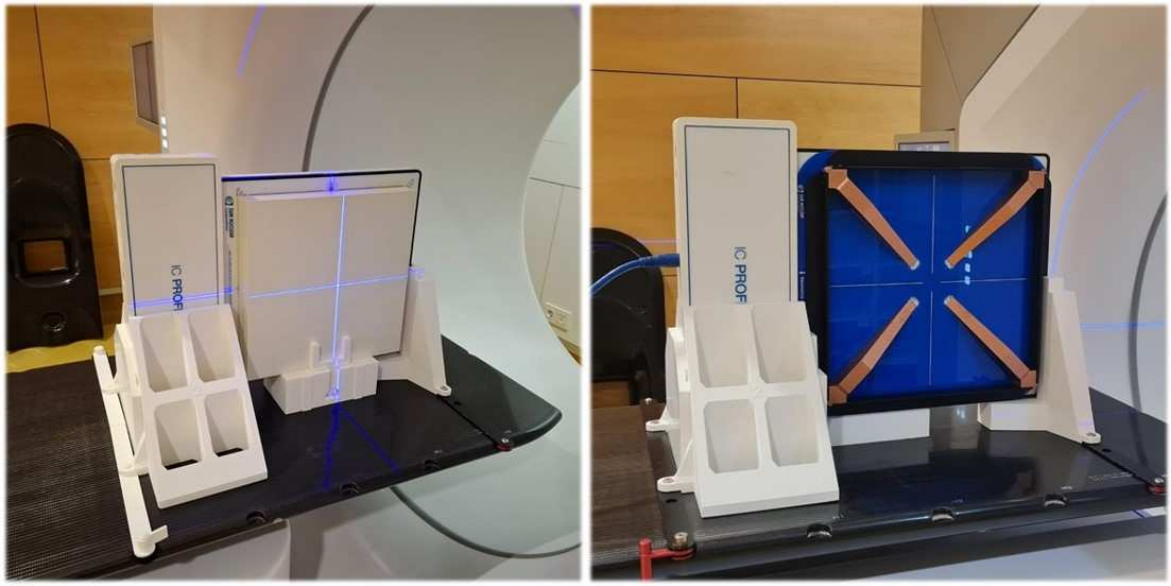


Figura 1: Dispositivo experimental para medidas con build-up de agua sólida (izquierda) y en superficie, con cuñas de cobre (derecha).

HALCYON 6 FFF- QUADWEDGE										
Gantry (°)		T. Campo (cm)	Centrado(mm)	Simetria(%)	Planitud (%)	Dosis CAX (cGy)	D10 (%)	$D_{10cm,Ed}$ (cGy)	$D_{10cm,D}$ (cGy)	Desv (%)
0	Y	28.0	-0.7	0.8	13.0	99.75	63.1	77.54	78.05	0.66%
	X	28.0	0.2	-0.9	13.1			77.92	77.70	-0.28%
90	Y	27.8	-0.6	1.0	13.0	100.93	62.9	78.06	78.79	0.93%
	X	27.8	-1.4	-2.0	13.2			79.01	77.74	-1.62%
270	Y	27.9	1.3	1.7	12.8	100.09	62.7	77.29	78.78	1.91%
	X	28.0	0.1	0.9	13.0			78.07	77.92	-0.19%

HALCYON 6FFF- Perfiles con 4.1 cm de build-up RW3									
Gantry (°)		T. Campo (cm)	Centrado(mm)	Simetría(%)	Planitud (%)	Dosis CAX (cGy)	$D_{4cm,Ed}$ (cGy)	$D_{4cm,D}$ (cGy)	Desv (%)
0	Y	19.9	-0.9	1.1	9.8	91.75	86.46	86.30	-0.19%
	X	20.1	0.1	0.7	9.7		86.35	86.33	-0.02%
90	Y	20.0	-0.9	0.7	9.8	91.30	86.04	85.91	-0.15%
	X	20.1	-0.8	-1.3	9.8		86.27	85.55	-0.84%
270	Y	19.9	0.2	1.2	9.7	91.84	86.38	86.64	0.30%
	X	20.0	0.1	0.7	9.6		86.47	86.47	0.00%

Tabla 1: Resultados experimentales para las dos configuraciones en las posiciones angulares estudiadas.

COMPARACIÓN ENTRE PRODUCTO DOSIS LONGITUD (DLP) IMPARTIDO EN DOS MÁQUINAS TC Y CON NIVEL DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO (NRD) DE REINO UNIDO

Zambrano Salas, E. (1); Rivas Morales, J. (1); Perez Álvarez, M. (1); Ruíz García, E. (1)
(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

RESUMEN

Este estudio retrospectivo comparó la dosis de radiación y los protocolos empleados en pacientes pediátricos sometidos a tomografía computarizada (TC) de cabeza en dos equipos diferentes, separando los resultados por rangos de edad. El análisis se centró en identificar diferencias en la dosis de radiación entre los dos equipos y evaluar si los protocolos empleados estaban alineados con las recomendaciones técnicas, así como evaluar si se cumplen los requisitos de la protección radiológica pediátrica.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se evalúan las dosis de dos máquinas de TC en protocolos de cabeza: Philips (*Ingenuity CT*) y Canon (*Aquilion Prime SP*). Los datos se adquirieron durante el período de 2020-2025 mediante la herramienta *Qaelum*. Los pacientes se dividieron en rangos de edad: menos de 1 año, 1-5, 6-10, 11-15 y 16-18 años. Para cada caso, se registraron DLP, así como parámetros técnicos como pitch, mAs, kVp, etc.

RESULTADOS

En el TC de Philips (tabla 1) las medianas de DLP se encuentran próximas al NRD británico. En cambio, en el TC de canon se observa un DLP por encima del NRD para pacientes de más de 15 años. No hay recuento estadístico suficiente para pacientes más jóvenes.

TC	Grupo de estudio	Recuento	Mediana	NRD UK	desviación (%)
Philips	16-18 años	154	748,2	790	-5,3
	11-15 años	207	727,8	690	5,5
	6-10 años	56	596,4	570	4,6
	1-5 años)	66	219,5	420	-47,7
	<1 año	31	181,6	290	-37,4
Canon	16-18 años	20	961,1	790	21,7
	11-15 años	28	951,3	690	37,9

TABLA 1: DLP por examen completo (mGy*cm) en TC de Philips y Canon comparado con NRD de Reino Unido.

DISCUSIÓN

A pesar del reducido uso del TC de Canon para casos pediátricos, se observaría una disminución del DLP de entre 22% y 24% si los pacientes fuesen explorados en el Philips. En el gráfico 1 se pueden observar dichas diferencias. Para buscar una justificación se hizo un análisis de las técnicas empleadas en ambas máquinas y se compararon con la referencia proporcionada por la AAPM para aparatos similares. En el Philips, las especificaciones son comparables a las referencias a excepción del $CTDI_{vol}$ de los menores de 10 años, debido al sistema de reducción de dosis, explicando así el bajo nivel de DLP en dichos protocolos (tabla 1). Por su parte, en el Canon llama la atención un $CTDI_{vol}$ bastante superior a las recomendaciones causado por una corriente de tubo que resulta excesiva para todos los rangos de edad. Además, se emplea una longitud de escáner mayor que la referencia.

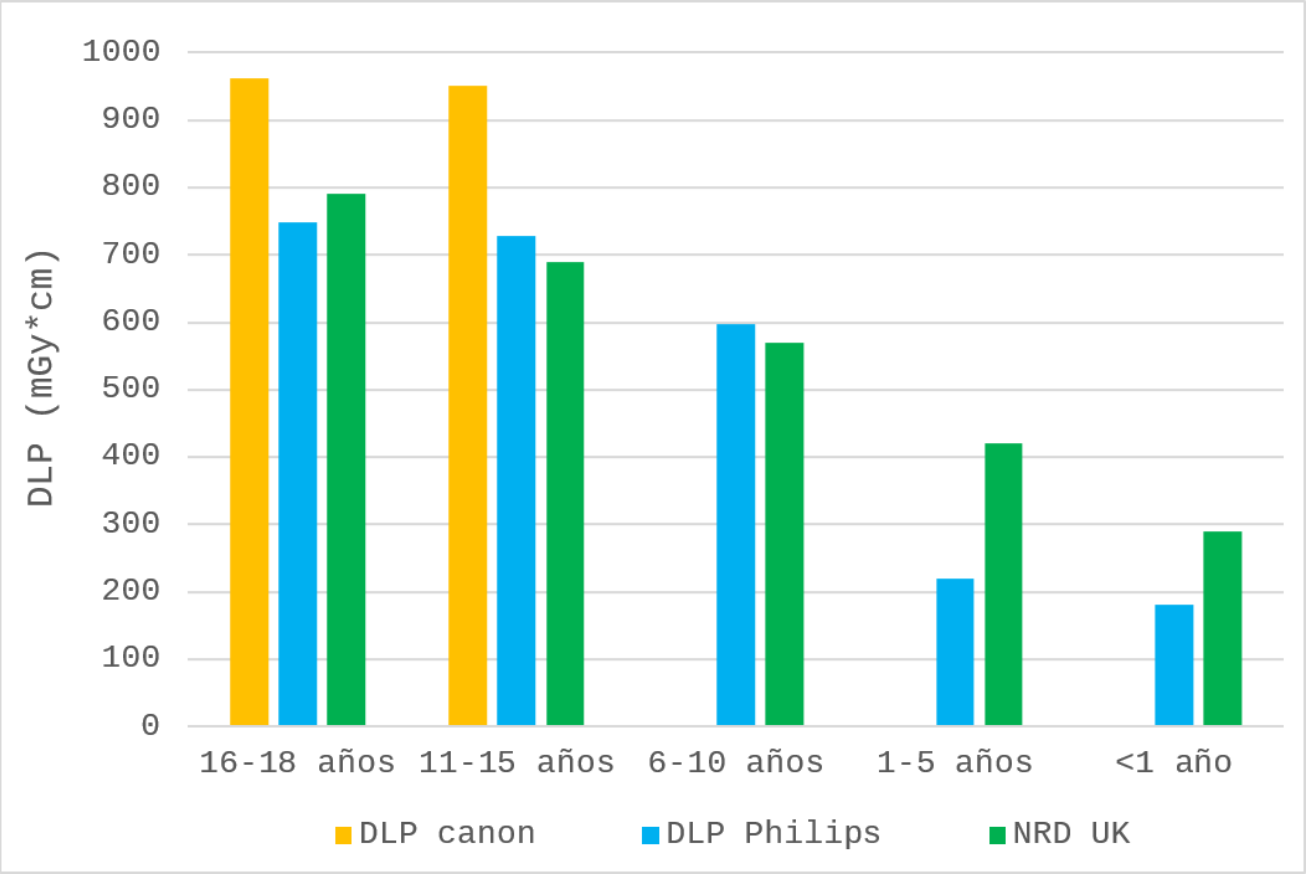


Gráfico 1: Comparativo de DLP mediana del Canon, Philips y del NRD británico.

CONCLUSIONES

La mediana del DLP del TC de cabeza del Philips está próximo al NRD de Reino Unido para todas las edades. Además, se comprueba que el protocolo empleado es adecuado, contrastándolo con la recomendación americana. En cuanto al Canon, se detecta un DLP muy superior al NRD. Estudiando los protocolos se identifican un $CTDI_{vol}$ y una longitud de escáner superiores a lo recomendado.

Resulta necesaria una adaptación de los protocolos del Canon para reducir la dosis a unos niveles adecuados, así como uniformar las exploraciones efectuadas en nuestro hospital. Mientras tanto, a causa de la inferior dosis en el Philips, se hace recomendable emplear esta máquina para casos pediátricos de cabeza, siendo estos pacientes especialmente sensibles a la radiación.

DISCREPANCIAS ENCONTRADAS EN LA VERIFICACIÓN DEL ALGORITMO DE CÁLCULO DE DOSIS ACUROSXB EN LINAC ETHOS

Camba Capitán, F. M. (1); Honorato-Hernández, S. (1); Pérez-Gómez, N. (1); Sancho-Kolster, I. (1); Martín-Vaello, R. (1); Cruz-González, M. (1); Benaches-Magraner, L. (1); Picon-Olmos, C. (1)
(1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia (ICO)

INTRODUCCIÓN

Para garantizar la correcta administración del tratamiento en radioterapia es necesaria la concordancia entre los parámetros dosimétricos medidos en la unidad de tratamiento y los calculados por el sistema de planificación del tratamiento (TPS).

El objetivo de este trabajo consiste en evaluar las diferencias encontradas entre varios parámetros dosimétricos medidos en un acelerador lineal (LINAC) Ethos (Varian Medical Systems) y los calculados con el algoritmo preconfigurado de Varian AcurosXB.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron perfiles de dosis y PDDs en LINAC Ethos (campos cuadrados de 2-28 cm y SSD 90 cm) y se compararon con los calculados en el TPS Eclipse con el algoritmo Acuros XB v.15.6.06.

Las medidas se realizaron con maniquí de agua Beamscan (PTW), detector de campo PTW microDiamond (60019) y cámara de ionización PTW semiflex 3D (31021) como detector de referencia y se analizaron en el software PTW Mephysto.

Las diferencias entre las medidas y los valores proporcionados por el vs TPS se cuantificaron usando un criterio gamma 1%/1mm en un software desarrollado en Python (v.3.7.6).

Del mismo modo, se compararon las medidas en Ethos con las realizadas en la puesta en marcha de dos LINAC Halcyon.

RESULTADOS

La comparación entre medidas vs. algoritmo AcurosXB muestran discrepancias de hasta el 64% en PDDs de campos pequeños y perfiles a profundidades superiores a 20 cm (Figura 1), siendo máximas en campos de tamaño medio (Tabla 1).

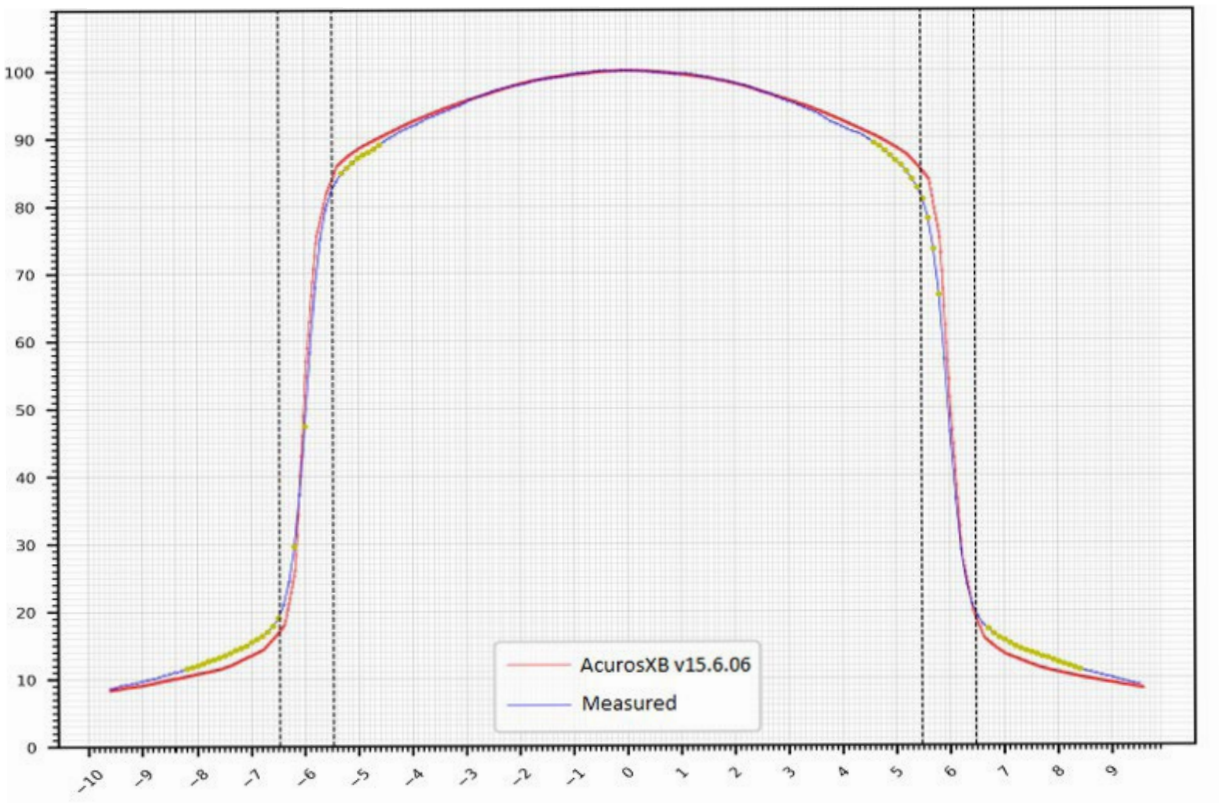


Figura 1. Dosis(%) vs tamaño de campo(cm) (perfil crossline campo 10x10 a 30cm de profundidad comparada con mismo perfil tomado del TPS AcurosXB (v.15.6.06)

La comparación entre medidas en Ethos vs Halcyons (HAL1 y HAL2) mostró una alta concordancia (criterio gamma 1%/1mm > 90%) (TABLA 1).

Los parámetros del TPS que afectan a los parámetros dosimétricos vienen preconfigurados por Varían para los LINAC Ethos y Halcyon, sin posibilidad de modificación por el usuario. Las discrepancias informadas pueden ser debidas a diferencias existentes entre el spot size del target real del acelerador y el introducido en el TPS. Para el algoritmo v.15.6.06 este parámetro es de 0mm en ambas direcciones, mientras que en la v.17 es de de 0.7 mm y para la v.18 de 1.2 y 1.5 mm en direcciones x e y, respectivamente. La comparación de las medidas en Ethos con perfiles obtenidos con la v.18 del TPS muestra una mejora del 4-9% en el criterio gamma 1%/1mm.

En la comparación de las medidas realizadas en la puesta en marcha de las unidades Halcyon con el algoritmo AAA v.13.6 se encontraron valores superiores al 90% para el criterio gamma 1%/1mm.

Field (cm²)	Depth (cm)	Profile	Ethos-Acuros XB	Ethos-HAL1	Ethos-HAL2
2x2	-	pdd	75,87	99,7	99,5
2x2	30	inline	85,26	100	100
2x2	30	Crossline	82,29	100	100
4x4	30	inline	85,26	100	100
4x4	30	Crossline	82,29	100	100
6x6	30	inline	70,63	100	89,7
6x6	30	Crossline	64,58	100	100
8x8	20	inline	87,66	100	100
8x8	20	Crossline	81,17	100	100
8x8	30	inline	75,45	100	91,7
8x8	30	Crossline	71,43	100	100
10x10	20	inline	88,64	100	100
10x10	20	Crossline	85,23	100	100
10x10	30	inline	72,92	100	93,3
10x10	30	Crossline	69,27	100	100
20x20	30	inline	86,82	100	100
20x20	30	Crossline	87,18	100	100
28x28	30	inline	87,99	100	97,1
28x28	30	Crossline	88,24	100	99
28x28	30	Diagonal1	86	99,8	91,4
28x28	30	Diagonal2	85,4	100	98,3

Tabla 1. PDDs y perfiles medidos en Ethos comparados con los medidos en Halcyons y los calculado en Eclipse (AcurosXB v.15.6.06)

DISCUSIÓN

Los resultados en la comparación de las medidas realizadas en Ethos y Halcyon, así como la concordancia entre medidas en Halcyon vs TPS algoritmo AAA muestran que las discrepancias observadas pueden deberse al algoritmo Acuros XB.

CONCLUSIONES

Deben realizarse trabajos posteriores para determinar cuál es el valor de spot size target introducido en el TPS que mejor reproduce las medidas físicas realizadas y analizar si esta era la única causa de las discrepancias encontradas.

EVALUACIÓN LONGITUDINAL DEL OUTPUT A TRAVÉS DEL IPF EN UN MR- LINAC UNITY

Yang, G. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); De La Monja Rey, P. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Sánchez López, R. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Los sistemas MR-Linac son prometedores, ya que mejoran significativamente la precisión de los tratamientos de radioterapia, permiten adaptar el plan de tratamiento en tiempo real y monitorizan el movimiento intrafracción. Debido a la complejidad del equipo, es necesario realizar un control de calidad diario que asegure la conectividad y la funcionalidad de sus distintos componentes.

La constancia del output del acelerador debe verificarse diariamente y se puede realizar con el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID), donde el factor de píxel de la imagen (IPF) está inversamente relacionado con la dosis depositada. El objetivo de este trabajo es estudiar la constancia del output a través del parámetro IPF.

MATERIALES Y MÉTODOS

El estudio se realizó en un sistema MR-Linac Unity, que consiste en un acelerador lineal con guía de ondas estacionaria y energía nominal de 7 MV FFF junto con una resonancia magnética Philips Ingenia de 1.5 T. Opuesto a la fuente de rayos X, está integrado un EPID basado en un centelleador de oxisulfuro de gadolinio dopado con terbio ($Gd_2O_2S:Tb$) y silicio amorfo.

La curva de calibración del EPID se obtuvo para un campo 20x20 cm^2. Se ajustó el parámetro IPF obtenido en cada imagen del EPID respecto a las UM mediante una regresión lineal. A partir de esta calibración, se determinó el output diario para un campo de 100 UM de tamaño 10x10 cm^2.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La curva de respuesta del EPID, Fig. 1, mostró que el IPF tiene una relación inversamente lineal con las UM entregadas, con un valor de $/chi^2_{/textred}$ de $5.81/cdot10^{-9}$, lo que sugiere que la curva de calibración es precisa y confiable.

La estabilidad del output diario se estudió durante un período de 1.5 años, donde se observó que, salvo en casos excepcionales, los valores se mantuvieron dentro de la tolerancia del 3% recomendada por el fabricante. La mayoría de los resultados se encontraron dentro del 2%, lo que sugiere que podría reconsiderarse la tolerancia establecida. En cuanto a los resultados con mayores desviaciones, se atribuyen a una falta de uniformidad en las imágenes obtenidas.

El output diario expuso una ligera tendencia decreciente con el tiempo, con una caída estimada de -0.18%. Esta variación se debe a un cambio en la respuesta de los detectores a lo largo del tiempo dado que, al comparar con las medidas de dosis obtenidas con un detector externo, no se observó esta tendencia descendente. Aunque la variación es pequeña, los resultados obtenidos indican la necesidad de realizar una nueva calibración del EPID.

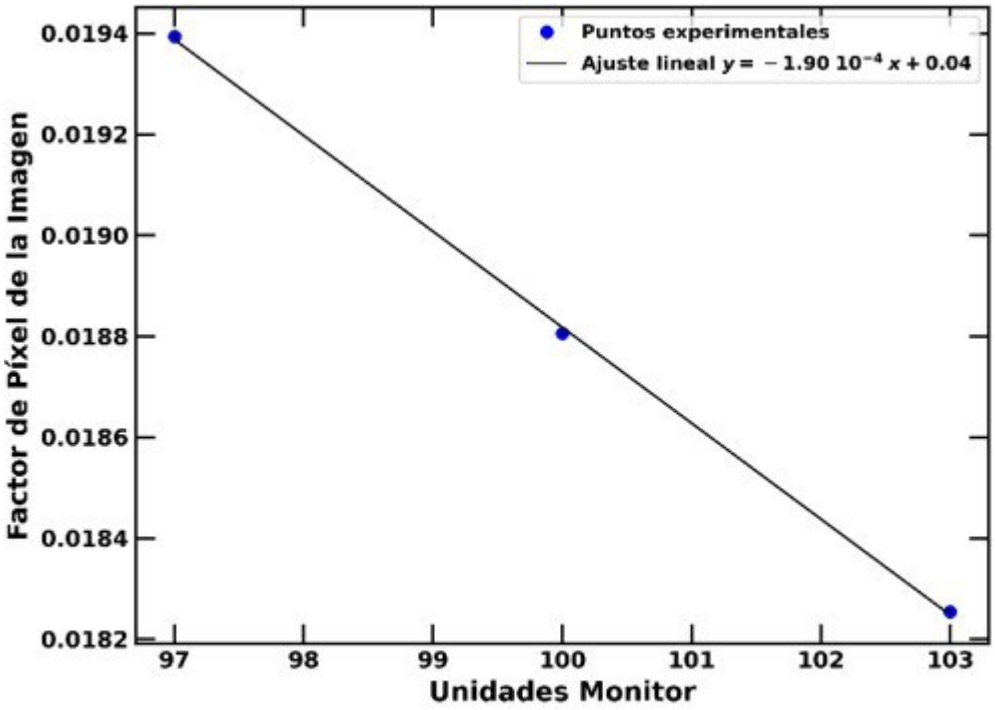


Fig. 1. Curva de calibración EPID.

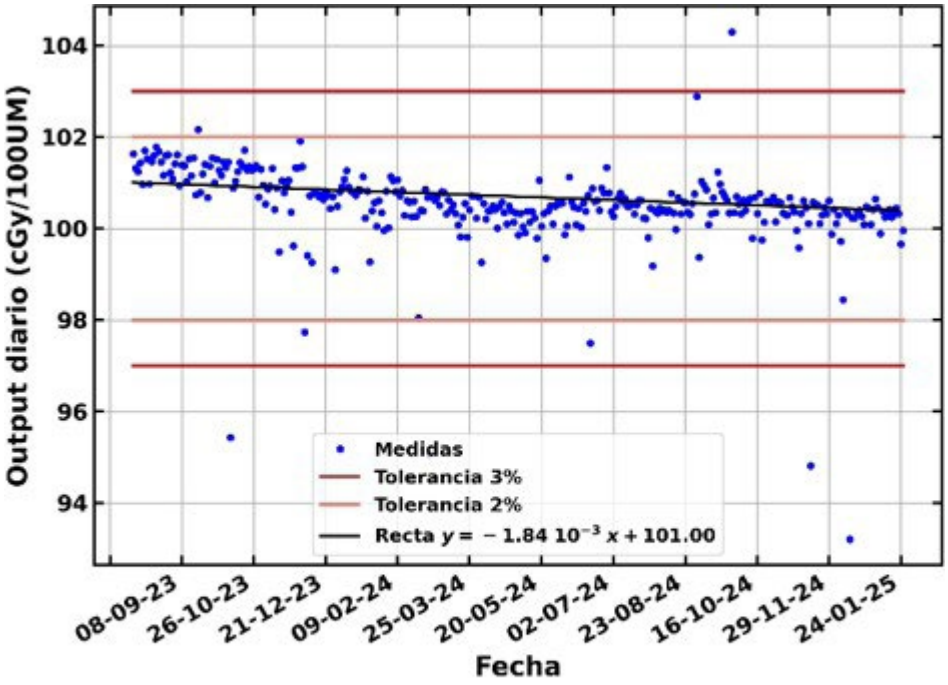


Fig. 2. Estabilidad del output diario.

CONCLUSIONES

El IPF es un parámetro robusto que permite evaluar la estabilidad del output del MR-Linac. Este parámetro se mantiene estable, dentro del 3% de tolerancia. Sin embargo, es importante tener en cuenta la posible variación en la respuesta del EPID con el tiempo ya que sufre desgaste al no retirarse durante las irradiaciones. El método estudiado es fácil de implementar, lo que permite automatizar y hacer más eficientes las mediciones diarias.

COMPARACIÓN DE DOSIS FETALES EN RADIOTERAPIA CON FOTONES Y PROTONES MEDIANTE PHANTOMS MALLADOS DE REFERENCIA DE MUJERES EMBARAZADAS (PFMRCP) BASADOS EN PUBLICACIONES DE LA ICRP

García Fernández, G. F. (1); Carabe Fernández, A. (2)
(1) Universidad Politécnica de Madrid; (2) Einstein Healthcare Network

ANTECEDENTES

El carcinoma durante el embarazo es poco frecuente, pero requiere un enfoque cuidadoso y coordinado, en el que el equipo clínico debe valorar las mejores opciones de tratamiento disponible para la madre, considerando la seguridad y el desarrollo del feto. Aunque la radioterapia generalmente se evita durante el embarazo debido al daño potencial al feto en desarrollo, en particular en el primer trimestre, los avances tecnológicos han mejorado sustancialmente las expectativas tanto de la madre como del feto. El objetivo de este trabajo ha sido estudiar la exposición fetal a dosis fuera del campo mediante la comparación de los tratamientos de radioterapia con fotones y protones, utilizando modelos de phantoms computacionales de tipo malla de la ICRP.

MÉTODOS

Los modelos de phantoms computacionales mallados utilizados en este trabajo de dosimetría y protección radiológica, correspondientes a mujeres embarazadas (PfMRCP), se basan en los modelos de la Publicación 145 de la ICRP. Los cálculos de dosis secundarias para el feto se realizaron utilizando el código PHITS 3.341, considerando varios escenarios y casos clínicos. Dado que la energía de los neutrones secundarios producidos en la terapia de protones puede alcanzar hasta 230 MeV, se utilizaron y compararon diferentes modelos físicos y bibliotecas de datos nucleares, entre ellos ENDF/B-VIII.1, JENDL-5, TENDL2023 y JEFF-4.

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

En radioterapia convencional con fotones los resultados preliminares muestran que la mayor parte de la dosis fetal proviene de la radiación dispersada desde el cuerpo de la madre, y aproximadamente una décima parte del cabezal del acelerador. En este último caso, a veces es posible proteger al feto con un blindaje externo sobre el abdomen de la madre. En la terapia de protones, la mayor parte de la contribución de la dosis al feto proviene de neutrones secundarios, y aproximadamente una quinta parte de fotones secundarios. La dosis total depende en gran medida de la ubicación del tumor, de la posición fetal, y de la etapa de desarrollo fetal.

MEDIDA DEL PDD PARA ESTABLECER EL ESTADO DE REFERENCIA INICIAL DE HACES DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA

Paradela Díaz, G. (1); Simón De Blas, R. (1); Botella Faus, P. (1); Castro Tejero, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Roch González, M. (1); Gallego Molina, C. (1); Moral Sánchez, V. (1); Bergado Barreta, M. (1)
(1) Hospital Universitario de La Princesa;

INTRODUCCIÓN

El comisionado de un LINAC es una etapa crucial que afectará a todos los pacientes tratados en la unidad. Unas medidas bien realizadas permitirán obtener un modelo en el TPS que reduzca la diferencia entre la dosis calculada y la absorbida por el paciente.

Una de las tareas más importantes en la puesta en marcha es la medida del PDD y, en consecuencia, del índice de calidad del haz. Los haces de electrones se caracterizan por una mayor dosis superficial y una caída más pronunciada que los haces de fotones. Para obtener un PDD preciso y para evitar cometer errores de procedimiento, es necesario registrarlo con varios tipos de detectores.

El objetivo es describir todas las diferencias entre los PDD obtenidos por los distintos detectores y elegir el de referencia para introducirlo al TPS.

MATERIALES Y MÉTODOS

La unidad comisionada fue un *Truebeam 120 MLC* equipado con energías de electrones de 6, 9 y 12 MeV. Los detectores utilizados fueron: *PTW 60017 diodo E, PTW 34001 Roos y PTW 60019 microDiamond*. Las medidas se realizaron en una cuba de agua y siguiendo el procedimiento descrito en el TRS-398.

Para obtener un patrón de referencia, se decidió medir un PDD utilizando una película radiocrómica EBTXD insertada entre planchas de agua sólida (**ver Figura 1**). Las películas radiocrómicas son uno de los dosímetros más precisos debido a su óptima resolución espacial. Los datos se analizaron con el software *Mephysto* de PTW.

RESULTADOS

La **Figura 2** muestra los PDD para los haces de 6 y 9 MeV obtenidos con los tres detectores mencionados y con la película radiocrómica.

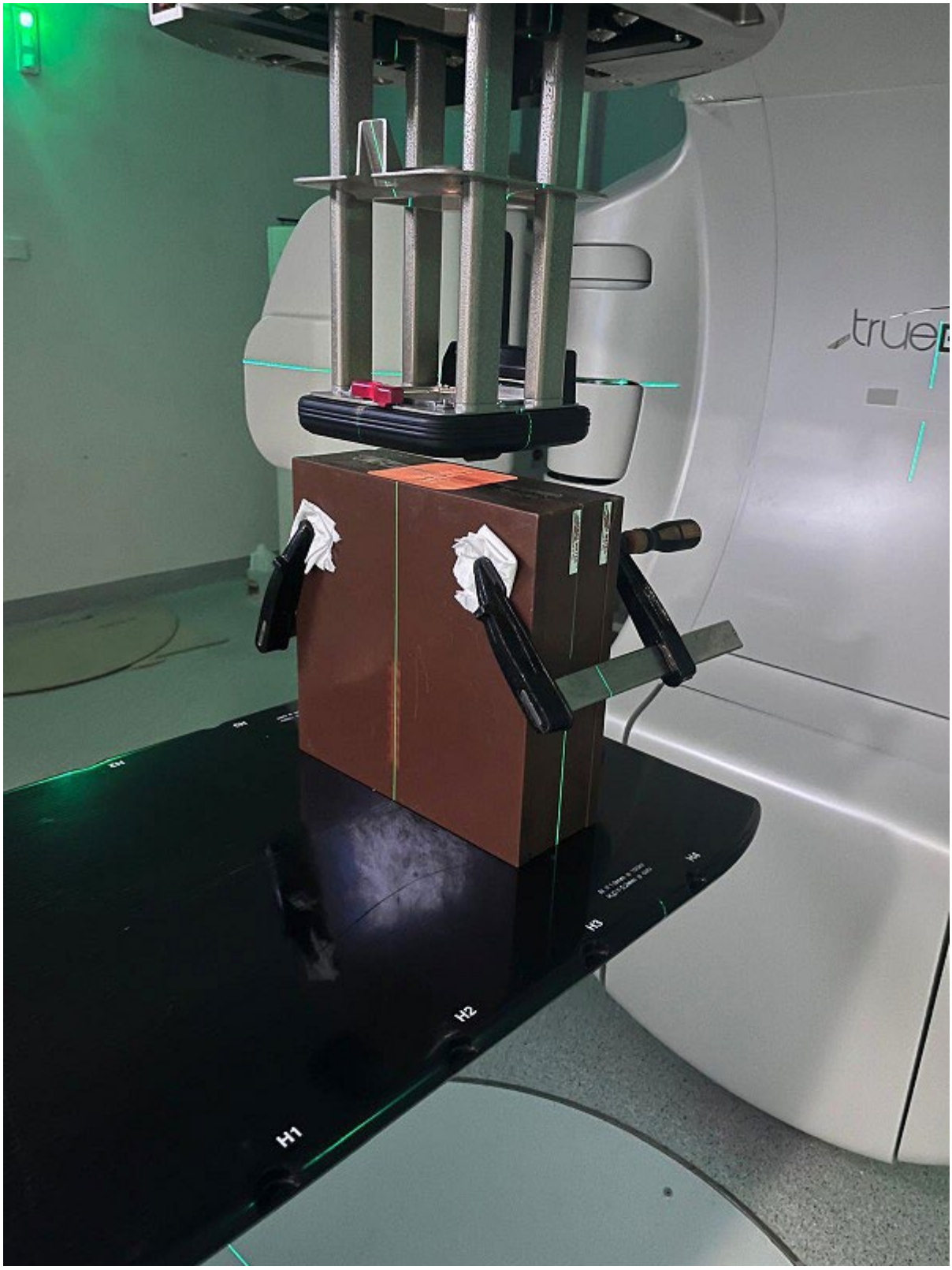
DISCUSIÓN

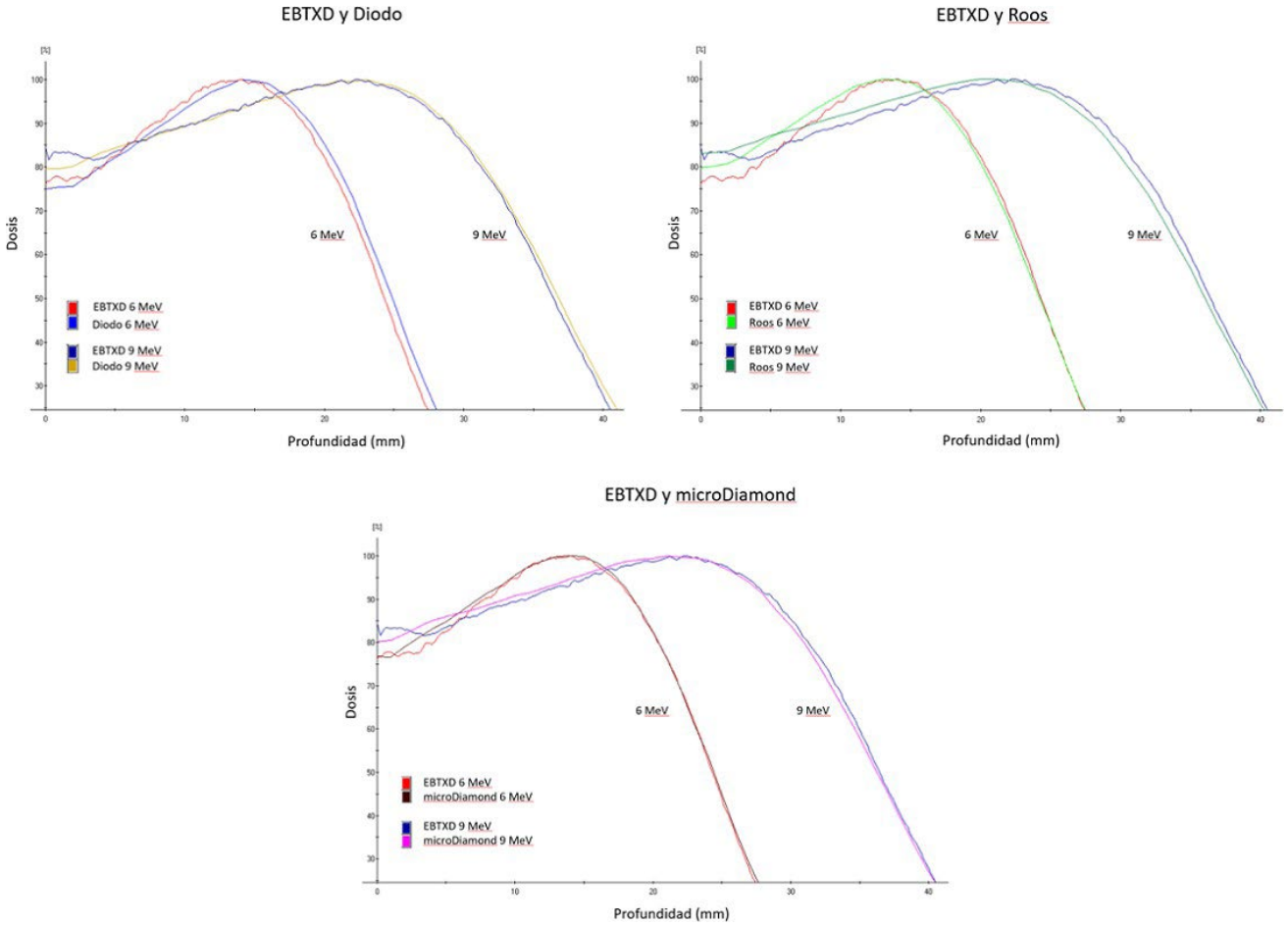
El diodo 60017 reportó la distribución de dosis en profundidad más similar a la EBTXD en el rango clínico del haz. La cámara de ionización *Roos* y la *microDiamond* sobrestiman la dosis absorbida en este tramo. No obstante, este último se superpone al PDD de la película radiocrómica en la región del gradiente.

Tras un análisis exhaustivo, se acordó que el detector que mostraba un comportamiento cercano a nuestro patrón de referencia en las energías mencionadas era el *PTW 60017 diodo E*. En consecuencia, los datos relativos a esta medida fueron los que se introdujeron en el TPS y se designaron como referencia para los posteriores controles de calidad del LINAC.

CONCLUSIÓN

Es importante utilizar una muestra de detectores diferentes para garantizar que el procedimiento de medida se realiza correctamente y también para tener en cuenta su diferente respuesta energética. Cuando se obtienen discrepancias significativas, se recomienda la comparación con un patrón para ayudar a elegir el detector de referencia.


H1
H2
H3
H4



CORRELACIÓN EN LA DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE OUTPUT DE UN ALE PARA DOS EQUIPOS DE MEDIDA RÁPIDA FRENTE A CÁMARA DE IONIZACIÓN: UN ANÁLISIS RETROSPECTIVO

De Areba Iglesias, J. (1); Gañán Mora, A. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Bermúdez Luna, R. (1); Martorell Ruiz, M. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

La verificación de la variación del factor de output en los aceleradores lineales de uso clínico es una prueba de control de calidad fundamental que habitualmente se realiza con periodicidad diaria, con tal de asegurar que la dosis absorbida por UM permanece constante en el tiempo. La gran variedad de soluciones comerciales para determinarlo hacen que, en ocasiones, haya que elegir una única opción sacrificando la comodidad en el uso, la versatilidad del equipo o la rapidez en la ejecución de la prueba. En el caso de disponer de varios sistemas, aparece el problema de la multiplicidad de medidas frente al limitado tiempo de máquina del que se dispone habitualmente para QA.

OBJETIVO

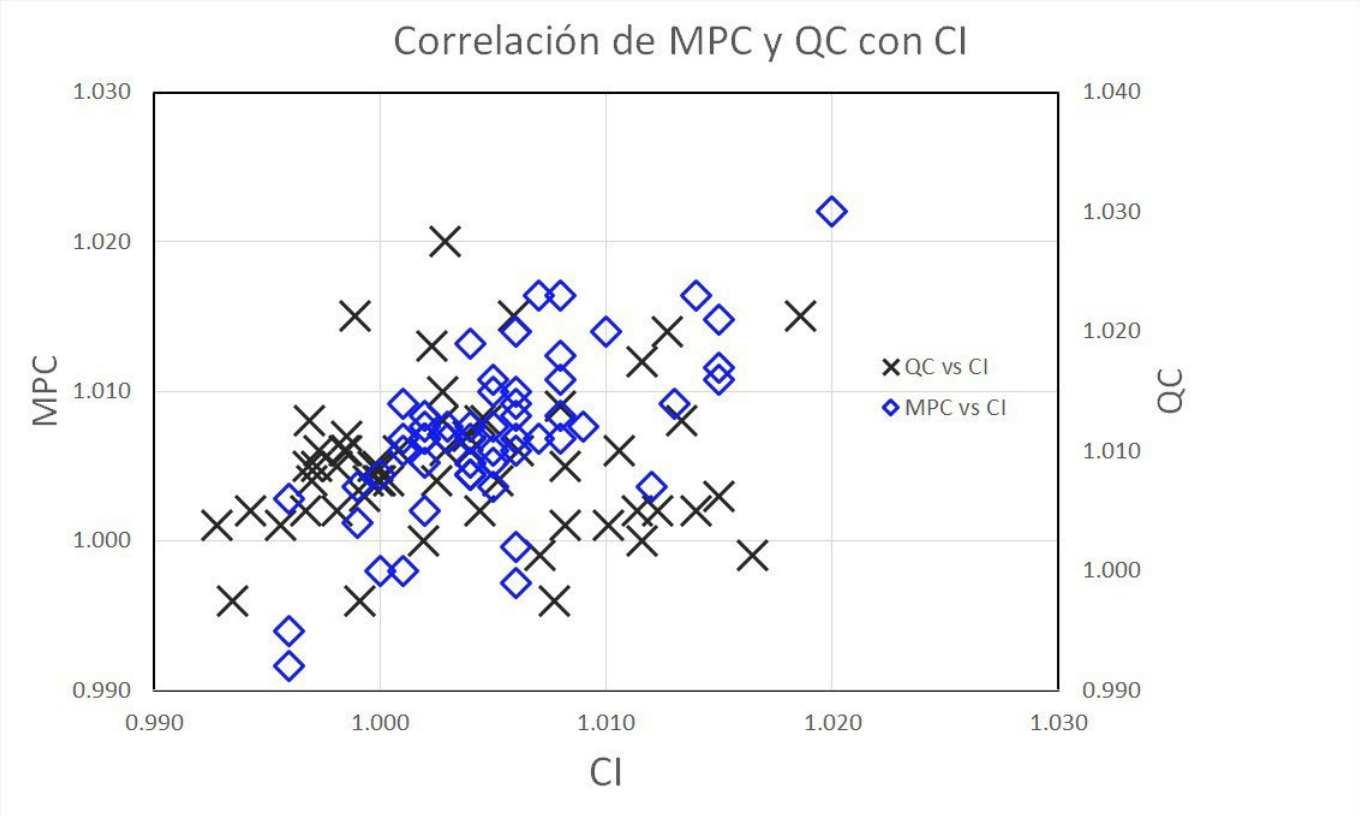
Comparar la capacidad para la determinación del factor de output de dos equipos, para la energía de fotones de 6 MV, en un acelerador Varian Truebeam –MPC (*Machine Performance Check*), solución basada en EPID, y PTW Quickcheck (QC), basado en cámaras de ionización– en términos de su correlación con el método de referencia basado en el uso de cámara de ionización de tipo Farmer (CI) en condiciones de referencia sobre maniquí plástico o de agua, entre enero de 2020 y febrero de 2024.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analiza la base de datos de medidas de ambos equipos, así como la de controles de calidad mensual y trimestral del servicio, en unidades de cGy/UM normalizados a las condiciones de referencia, siendo 1 el valor deseado. Se compara con los valores de output con CI obtenidos mensualmente en maniquí plástico y trimestralmente en maniquí de agua. Suponiendo que, de existir, la correlación es lineal, se obtendrán los correspondientes coeficientes de Pearson (MPC vs CI, QC vs CI) (TABLA 1).

RESULTADOS

Tras el análisis de los datos se observa una suficientemente alta correlación positiva entre el output determinado mediante MPC (en unidades trazables a dosis) y el valor de dosis proporcionado por la CI. Además se observa una aparente falta de correlación entre los obtenidos mediante CI y QC, que sí proporciona un valor de dosis absorbida. No obstante, solo un 0.4% de los valores obtenidos diariamente con el equipo rápido han excedido la tolerancia del $\pm 2\%$ de dosis, umbral que la CI nunca ha superado.



(x, y)	Coef. Pearson r_{xy}
(MPC, CI)	0.6892
(QC, CI)	0.1252

CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio avalan, por una parte, el uso de la herramienta MPC como sustituto de un equipo rápido basado en cámaras de ionización para la medida de la variación diaria del output, en unidades de (o trazables a) cGy/UM @ ref., en cumplimiento de la legislación vigente con respecto a la garantía de calidad en radioterapia, ya que presenta una alta correlación lineal con el mismo; y, consecuentemente, abren la puerta a reducir el número de medidas diarias y el tiempo dedicado a las mismas de forma significativa a lo largo de la vida de un acelerador. No obstante, es recomendable disponer de un equipo calibrado en dosis absorbida para complementar las medidas con un dispositivo EPID con periodicidad semanal.

ESTIMACIÓN DE INCERTIDUMBRES EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Cuesta Reina, J. A. (1); Ayala Lázaro, R. (1); Musson Gómez, D. A. (1); García Ovejero, J. (2)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón; (2) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

Determinar la dosis absorbida en radioterapia intraoperatoria, en el contexto de los aceleradores móviles de electrones, presenta varios desafíos. El método más aceptado implica el uso de cámaras de ionización plano-paralelas, donde los efectos de recombinación ($/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$) se corrigen utilizando el método de Laitano et al. (2016), precisamente por la alta dosis por pulso. Este procedimiento requiere resolver numéricamente ecuaciones, mediante métodos iterativos. En este trabajo, se calculó la incertidumbre asociada a este método, utilizando simulaciones Monte Carlo, para dos modelos diferentes de cámaras de ionización y a varios valores de dosis por pulso.

MATERIALES Y MÉTODOS

Los valores de $/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$ se determinaron para las cámaras de ionización IBA PPC05 y PPC40 utilizando el método de Laitano et al. (2016) y el tercer modelo de Boag et al. (1996). Se usaron diferentes dosis por pulso utilizando distintos aplicadores y energías nominales de un acelerador LIAC HWL, simpre midiendo en la posición del máximo de las curvas de PDD. Se ha supuesto que las magnitudes que intervienen en el cálculo de la dosis siguen distribuciones gaussianas con sus valores de desviación típica recogidas en el documento TRS398, con excepción de la distribución del $/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$, para cuyo cálculo se usaron las desviaciones típicas que aparecen en el documento Laitano et al. (2016).

Se obtuvieron números aleatorios mediante el generador Mersenne Twister, implementado en el paquete random de Python, y se muestrearon las distribuciones gaussianas que intervienen en el cálculo del $/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$. Se repitió el proceso $/dpi100/fn_cm/small10^6$ veces y se calculó la desviación típica de la distribución resultante (Figura 1).

RESULTADOS

Las distribuciones resultantes para el $/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$, con un ejemplo ilustrado en la Figura 1, resultan en las incertidumbres de $/dpi100/fn_cm/smallD_{w,Q}$ que aparecen en la Tabla 1. Además, se diferenciaron los valores de $/dpi100/fn_cm/smallD_{w,Q}$ según si se realizaba una calibración directa o cruzada de la cámara.

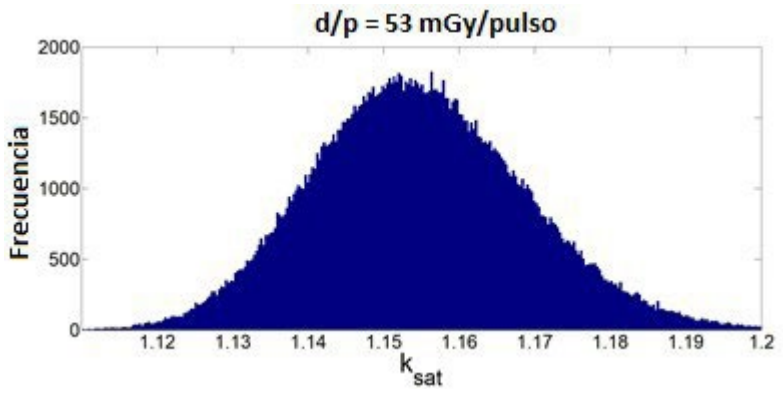


Figura **Figura 1**: Distribución del $/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$ para la cámara de ionización plano-paralela (PPC40)

Incertidumbres relativas [%]												
Distancia entre electrodos [cm]	Dosis Abs. Por pulso [mGy/p]	k_{sat}	k_i	M_Q	$\frac{s_{w,air,e^-}(z_{max})}{s_{w,air,e^-}(z_{ref})}$	Establecer las condiciones de referencia y la estabilidad	Calibración cruzada			Calibración directa		
							$N_{D,w,Q}$	k_{Q,Q_0}	$D_{w,Q}$	$N_{D,w,Q}$	k_{Q,Q_0}	$D_{w,Q}$
0.06 (PPC05)	9	0.04	0.3	0.3	0.4	0.5	1.2	0.7	1.6	0.5	0.2	1
	16	0.05							1.6			1
	40	0.10							1.6			1
	53	0.16							1.6			1
0.2 (PPC40)	9	0.25							1.6			1.1
	13	0.30							1.6			1.1
	40	1.00							1.9			1.1
	53	1.22							2.1			1.7
	70	2.40							2.9			2.6

TABLA 1: Incertidumbres relativas para cada parámetro requerido en el cálculo de la dosis absorbida. Los datos destacados en azul oscuro fueron obtenidos a partir de mediciones directas de un acelerador LIAC HWL, mientras que los datos restantes fueron obtenidos de Laitano et al. (2006), TRS-398 Rev. 1 o Burns et al. (1996). Las columnas desde $/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$ en adelante representan incertidumbres relativas (%) con un factor de cobertura k = 1.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Nuestros resultados indican que, aunque la metodología de Laitano permite calcular el $/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$ para cámaras de ionización con un amplio espaciado entre electrodos, es necesario tener precaución debido a la dependencia del método con respecto a la separación de los electrodos, lo cual afecta a la incertidumbre asociada. Para cámaras con un menor espaciado entre electrodos, no solo los valores de $/dpi100/fn_cm/smallk_{sat}$ son más bajos, sino que también se reduce la incertidumbre en su determinación.

IMPORTANCIA DE LA EFICIENCIA DE COLECCIÓN EN CÁMARAS DE IONIZACIÓN PARA HACES DE ELECTRONES CON ALTA DOSIS POR PULSO

Barba Pérez, J. C. (1); Sanz García, I. (1); Ayala Lázaro, R. (1)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

La dosimetría clínica precisa de métodos y herramientas exactas para medir la dosis absorbida en los tejidos. Las cámaras de ionización son fundamentales en esta área, aunque pueden verse afectadas por fenómenos como la recombinación iónica y los efectos de polaridad. Para abordar estos desafíos, se introduce el factor de corrección de saturación, ks el inverso de la eficiencia de recolección de carga.

En aplicaciones de terapias de radiación, como es el caso de la intraoperatoria, donde se utilizan haces de electrones con alta dosis por pulso (DPP), la precisión en la medición de la dosis absorbida es crucial. El uso de cámaras plano-paralelas y detectores de estado sólido, como el microDiamond, permite comparar y evaluar la eficiencia de colección en diferentes condiciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluaron dos cámaras plano-paralelas, PPC40 y PPC05, con distancias de electrodos de 2,0 mm y 0,6 mm, respectivamente. Estas se compararon con un detector microDiamond en términos de porcentajes de dosis en profundidad (PDD) en agua. El agua y el diamante presentan propiedades físicas similares, lo que hace del microDiamond un referente con el que poder compararse.

Para determinar los valores de ks, se emplearon varios métodos experimentales, incluyendo el método de los dos voltajes y la aproximación de De Almeida y Niatel (1986), así como el método de Laitano et al. (2006). Estos métodos se aplicaron para un acelerador lineal de electrones portátil LIAC HWL de SIT a diferentes energías.

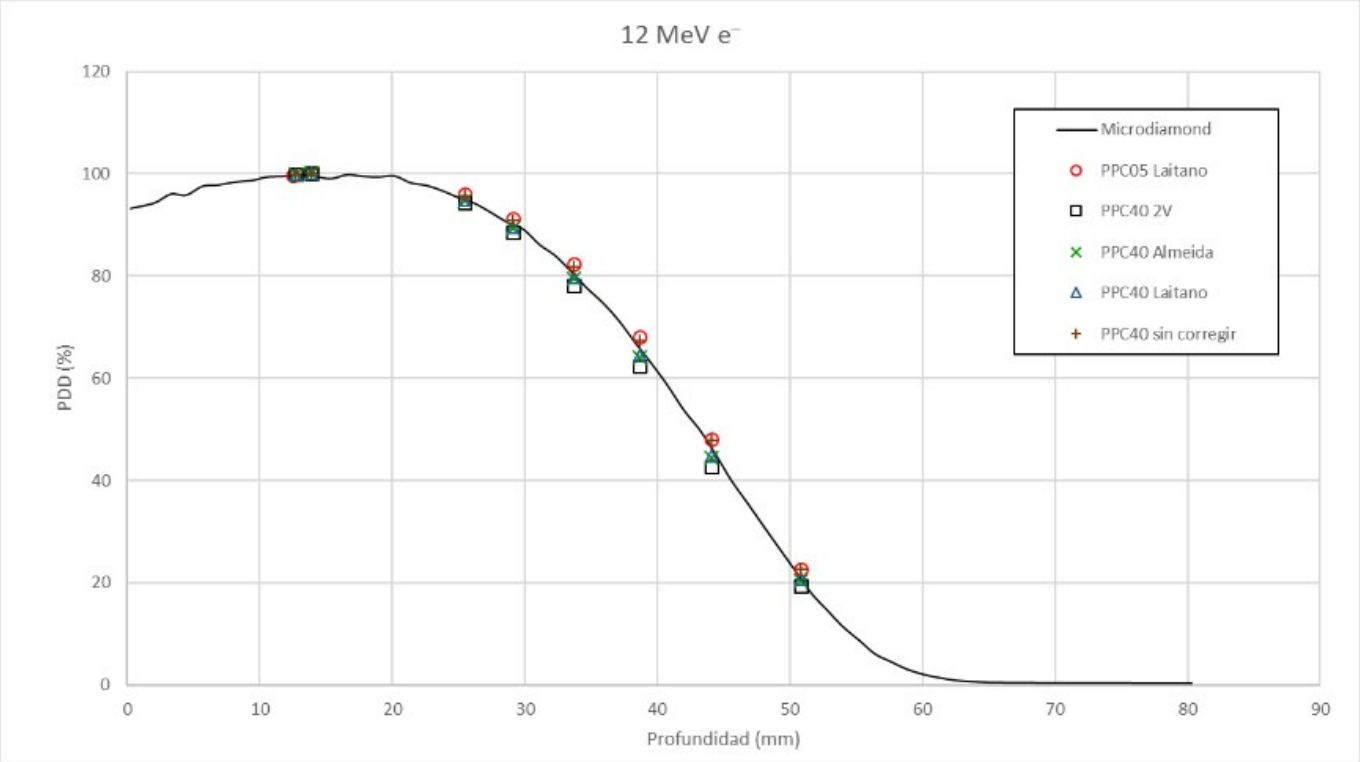


FIGURA 1. PDDs de las distintas cámaras de ionización, comparados con los del detector microDiamond.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados mostraron que los valores de ks obtenidos con el método de Laitano mejoran los obtenidos por los métodos de los dos voltajes, ya que estos últimos subestiman la carga recolectada. En haces de 6 MeV, las correcciones para la PPC40 alcanzaron hasta un 1,5%, y hasta un 9% para 12 MeV. Esto indica la importancia de la elección del método de corrección adecuado, especialmente en aplicaciones clínicas donde la precisión es fundamental.

La comparación de los PDDs del detector microDiamond con los de las cámaras plano-paralelas reveló diferencias significativas, especialmente a altas energías. Esto sugiere que, para haces de electrones con alta DPP, la selección de la cámara y el método de corrección adecuados puede ser crucial para una medición precisa de la dosis absorbida.

	PPC40			PPC05			
z (mm)	Ks 2V	Ks De Almeida	Ks Laitano	Ks 2V	Ks De Almeida	Ks Laitano	Energía
12,7	1,21	1,15	1,12	1,0135	1,0128	1,0018	12 MeV
13,9	1,21	1,15	1,12	1,0125	1,0129	1,0016	
25,5	1,19	1,14	1,11	1,0118	1,0121	1,0015	
29,1	1,18	1,13	1,10	1,0087	1,0115	1,0010	
33,7	1,15	1,12	1,09	1,0102	1,0104	1,0013	
38,7	1,12	1,10	1,07	1,0101	1,0088	1,0012	
44,1	1,08	1,07	1,05	1,0082	1,0066	1,0011	
50,8	1,034	1,032	1,021	1,0021	1,0039	1,0004	
6,8	1,040	1,039	1,025	--	--	--	6 MeV
8,1	1,040	1,039	1,025	1,0088	1,0081	1,0011	
13,1	1,038	1,035	1,024	1,0084	1,0076	1,0010	
15,1	1,033	1,032	1,021	1,0065	1,0071	1,0008	
17,6	1,032	1,028	1,020	1,0045	1,0063	1,0006	
20,5	1,021	1,021	1,013	1,0067	1,0050	1,0008	
23,8	1,010	1,013	1,007	1,0022	1,0034	1,0003	
27,4	1,005	1,004	1,003	0,9979	1,0016	0,9996	
31,2	--	--	--	1,0034	1,0001	1,0004	

TABLA 1. Valores de kS obtenidos para las distintas cámaras y según los métodos expuestos.

CONCLUSIONES

En conclusión, la eficiencia de colección en cámaras de ionización es un factor clave en la dosimetría clínica, especialmente en aplicaciones que involucran haces de electrones con alta DPP. La elección del método de corrección adecuado y la comprensión de las limitaciones de cada cámara son fundamentales para asegurar mediciones precisas. La investigación continúa en este campo para mejorar la precisión y la eficiencia en la medición de la dosis absorbida, lo que beneficiará directamente a los pacientes sometidos a terapias de radiación.

ANÁLISIS DE LAS TOLERANCIAS EN LOS CONTROLES DEL SISTEMA MONITOR DE UN ACELERADOR CON EL GIRO DE GANTRY

Torres Sánchez, J. (1); Fernández Sánchez, T. (1); Martínez Cobo, R. (1)
(1) Hospital Universitario Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

El sistema monitor de los aceleradores es susceptible de cambiar cuando el gantry realiza una rotación. El protocolo de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), propone unas pruebas y tolerancias que permiten evaluar dichos cambios.

En el presente trabajo se realiza un análisis de los resultados del control periódico mensual de tres parámetros de control con un objetivo: verificar la idoneidad de las tolerancias propuestas por el protocolo de la SEFM y, si procede, proponer una nueva tolerancia que se ajuste mejor a los resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se han realizado en tres ALE modelo VERSA HD (ELEKTA), para las energías nominales de 10 MV, 6 MV y 6 MV FFF. Para cada energía y acelerador, se mide, mensualmente, la dosis en el isocentro para 50 unidades monitor (UM), con el gantry en los ángulos 0°, 90°, 180° y 270° (D0, D90, D180 y D270, respectivamente). Calculamos tres parámetros de control: la desviación máxima respecto al gantry en 0° ($/Delta D_{max}$), la diferencia porcentual entre el promedio obtenido en los tres ángulos distintos de 0°, respecto a la medida con gantry en 0° ($/Delta D_{media}$) y la desviación expandida (k=2) del conjunto de medidas (U). El protocolo de la SEFM propone unas tolerancias del ± 3%, ± 1% y 2% respectivamente.

Las medidas de dosis se realizan con una cámara modelo TM30013 (PTW) en un maniquí de plástico.

Se analizan todos los valores de control obtenidos desde la puesta en marcha de cada acelerador hasta el mes de octubre de 2024. Se cuantifica, para cada uno, el número de medidas que han superado las tolerancias establecidas por el protocolo de la SEFM. Además, para $/Delta D_{max}$ se contabiliza el número de ocasiones que se superan los valores el 1% y 2%.

RESULTADOS

En la TABLA 1 se resumen los resultados encontrados en el estudio, el número de medidas realizadas en cada caso (n) y los valores máximos, en valor absoluto, de cada uno de los parámetros de control.

	X06			X10			X06 FFF		
	ALE 1	ALE 2	ALE 3	ALE 1	ALE 2	ALE 3	ALE 1	ALE 2	ALE 3
ΔD_{max} (< 1%)	6	2	17	0	2	1	11	3	2
ΔD_{max} (< 2%)	0	0	0	0	0	0	0	0	0
ΔD_{max} (< 3%)	0	0	0	0	0	0	0	0	0
max $\|\Delta D_{max}\|$ (%)	1,79	1,71	1,82	0,95	1,36	1,17	1,74	1,38	1,5
ΔD_{media} (< 1%)	2	0	5	0	0	0	1	0	0
max $\|\Delta D_{media}\|$ (%)	1,39	0,43	1,47	0,59	0,58	0,43	1,08	0,72	0,93
U (< 2%)	0	1	0	0	0	0	0	0	0
max U (%)	1,63	2,62	1,68	0,93	1,92	1,17	1,7	1,28	1,85
n	24	27	14	25	27	15	24	26	13

TABLA 1. Parámetros de control medidos para cada energía nominal.

DISCUSIÓN

Para el parámetro DDmax, considerando la tolerancia propuesta por la SEFM, nunca se ha obtenido un resultado fuera de esta. Tampoco se ha obtenido un resultado que supere el ± 2%, obteniéndose como valores máximos, para cada caso, valores cercanos a este ± 2%.

Para los otros dos parámetros de interés, $/Delta D_{media}$ y U, a diferencia del anterior, si que se han encontrado en diferentes ocasiones valores por encima de las tolerancias propuestas por la SEFM, si bien, no muy alejados de las mismas.

CONCLUSIONES

La tolerancia propuesta por la SEFM en la prueba de constancia del sistema monitor con el giro del gantry en los aceleradores, para los parámetros $/Delta D_{media}$ y U, se ajusta al control estadístico de dichos parámetros.

Sin embargo, la tolerancia que se propone para (DDmax) resulta demasiado amplia. En este caso, una tolerancia de ± 2%, se ajusta mejor a los datos que se pueden obtener en un control estadístico del proceso.

IMPACTO DE LAS NUEVAS RECOMENDACIONES DEL CÓDIGO IAEA-TRS 398 REV1 EN LA DOSIMETRÍA FÍSICA Y CLÍNICA EN HACES DE PROTONES

Vera-Sánchez, J. A. (1); Perez Moreno, J. M. (1); Cerrón Campo, F. (1); Castro Novais, J. (1); Martí Asenjo, J. (1); Lorenzo Villanueva, I. (1); Canals De Las Casas, E. (1); Mazal, D. A. (1)
(1) Centro de Protonterapia Quironsalud

La determinación de la dosis absoluta en Radioterapia externa se realiza siguiendo el código de práctica IAEA, TRS-398. Recientemente, este documento ha sido actualizado a una nueva versión denominada TRS-398 rev1, que incluye, entre otros cambios, una actualización de los valores del factor de calidad de la radiación y la introducción de dichos valores para algunas cámaras no incluidas en la anterior versión del protocolo.

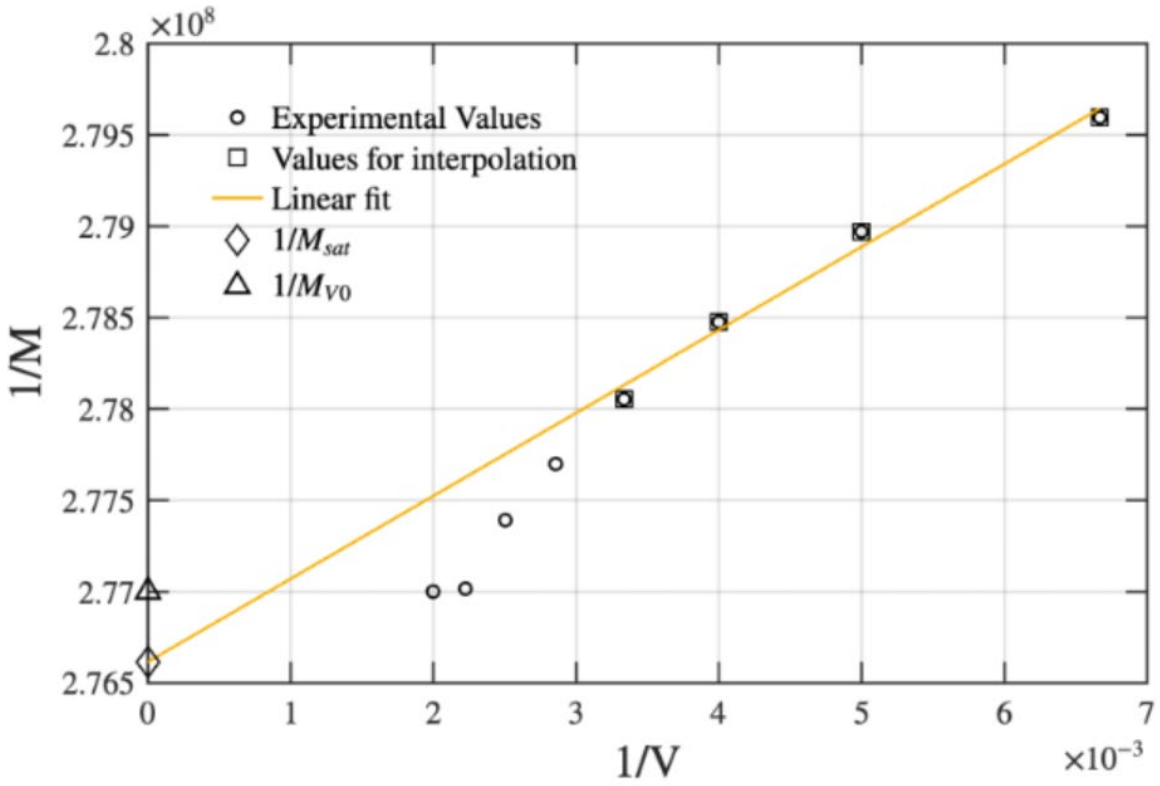
En el caso de los haces de protones, además de reconocerse el uso de cámaras plano paralelas con un nivel de incertidumbre final equivalente al de las cámaras cilíndricas, también se incluyen otros cambios más profundos, como nuevas recomendaciones para la determinación del factor de saturación a partir de la evaluación de las curvas del inverso de la carga respecto al inverso del voltaje (o de su cuadrado). Finalmente, también se proponen nuevas condiciones de referencia para poder estimar la dosis absorbida usando haces mono-energéticos (single layer), aunque también se pueden seguir midiendo la dosis absorbida en haces

formados por picos de Bragg extendidos (Spread Out Bragg Peak), como en la versión anterior del Código de Práctica, y los valores del factor de calidad del haz son válidos para ambas situaciones.

Los cambios anteriormente mencionados tienen un impacto final tanto en los protocolos dosimétricos para la determinación de la dosis absoluta y su control de calidad, como en los datos necesarios para generar el modelo de haz en el sistema de planificación, y por tanto en la dosimetría clínica final.

El objetivo de este trabajo es mostrar y caracterizar todos estos cambios, mostrar la influencia que tienen en la dosimetría clínica final, ademas de proporcionar herramientas y datos de calidad que puedan usarse como referencia en la instalación de los futuros centros de terapia de protones que se están planeando en todo el país. Por ejemplo, en la figura adjunta se muestra una de las curvas usadas para la determinación del factor de saturación según las nuevas recomendaciones del protocolo dosimétrico, que recomiendan estudiar la linealidad para el voltaje de trabajo y estimar el valor del mismo según las condiciones reales de trabajo en el haz de protones. Por otra parte, se encuetra que este nuevo protocolo tiene un impacto en el modelo de haz que depende de la energía y/o profundidad de evaluación.

Finalmente, cabe destacar que la recomendación para la puesta en marcha del documento ICRU-78 de realizar intercomparaciones dosimétricas con centros en funcionamiento y auditorías dosimétricas con laboratorios de calibración debería de llevarse a cabo en la puesta en marcha de nuevos centros, sobre todo teniendo en cuenta el escenario actual de cambio Código de Práctica para la determinación de la dosis absoluta.



SISTEMA DE COLIMADORES PARA IRRADIACIÓN DE TUMORES CON RX EN ESTUDIOS PRECLÍNICOS DE PEQUEÑOS ANIMALES

Lagares González, J. I. (1); Díaz Ginzo, C. (1); Polo Rodriguez, M. (1); Ibañez Moragues, M. (1); Arce Dubois, P. (1); Hermosilla Chamizo, D. (2); Moralejo Vazquez, F. J. (1); Martin Rey, M. Á. (1); Morcillo Alonso, M. Á. (1)
(1) CIEMAT; (2) Universidad Complutense

INTRODUCCIÓN

Los estudios preclínicos en radioterapia requieren irradiar tumores de pocos milímetros/centímetros. Estos pueden ser subcutáneos u ortotópicos. Para evaluar la respuesta tumoral, se usan modelos subcutáneos y una aplicación precisa de dosis, protegiendo tejidos sanos. La planificación debe realizarse en el momento del tratamiento, con el desafío de determinar tamaño y posicionamiento tumoral con precisión.

Para ello, se ha diseñado, fabricado y caracterizado un sistema de colimadores acoplado a un tubo comercial de RX que permite: 1.-El ajuste visual del sistema colimador a la posición exacta del tumor subcutaneo, dejando los márgenes necesarios para garantizar la dosis apropiada, 2.-la determinación del tiempo de exposición requerido por el equipo en función de la posición y tamaño de campo requerido, y 3.-el control del tratamiento impartido con una cámara monitora.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado un tubo de RX modelo Y.TU-320-D03 y control YXLON-MGC41. Se ha modelado con GAMOS en campo abierto, usar posteriormente determinar del espesor de los colimadores y la calibración. El sistema fabricado consiste en: un anillo de acero que se acopla al tubo de RX que incorpora una cámara realizada ad oc para monitorizar el haz, seguido de un bloque acero, con una apertura de 8.7x8.7 cm^2 a 50 cm de la fuente. A continuación, se sitúa un espejo de plástico de 0.6 mm de espesor que, combinado con una cámara de video, permite observar el campo de irradiación desde el punto de vista del haz. Seguidamente están los colimadores de Pb, de 2.5 cm de espesor, cuyos bordes siguen la divergencia del haz, controlados con motores paso a paso gestionados con una placa Arduino Mega 2500, que ajusta la apertura con una precisión de 0.1 mm.

Se ha caracterizado el campo con película radiocrómica embebida en PMMA, y con el detector PTW-Flash-Diamond en PMMA y en una cuba de agua PTW-MP3-PL. Se han medido, dosis de referencia, factores de campo, PDD y perfiles. FIGURA 1 y 2.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La medida nos da una penumbra mide aproximadamente 1.6 mm a 5 mm de profundidad. La distribución es muy homogénea dentro de los campos, y muy plana. Para determinar la dosis es fundamental tener en cuenta los factores de campo. La contribución a la dosis a partir de un centímetro del borde del campo se debe, básicamente, a la radiación dispersa. Los cálculos preliminares con Monte Carlo arroja distribuciones homogeneas de dosis dentro de los tumores.

CONCLUSIONES

Se ha fabricado y caracterizado un equipo que permite: irradiar cualquier tipo de tumor visible con campos rectangulares y alta precisión, mediante un ajuste visual; determinar de forma sencilla los tiempos de irradiación y monitorizar dichas irradiaciones.

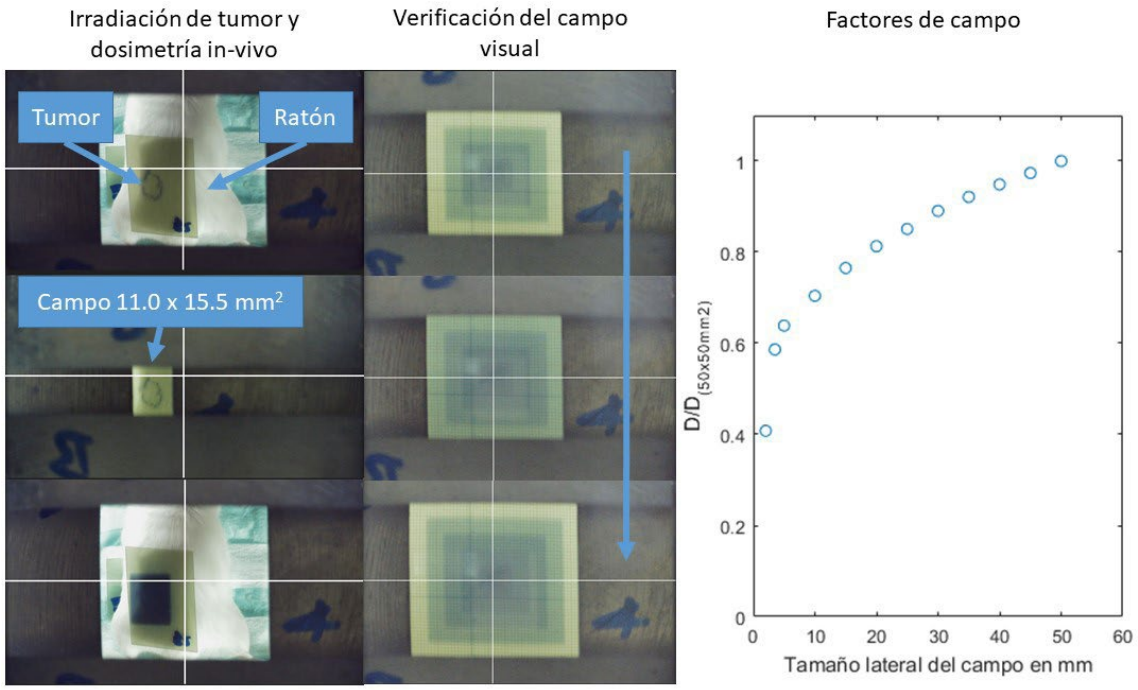


FIGURA 1.-Irradiación con dosimetría in-vivo, verificaciones geométricas y factores de campo relativos al de 50×50 mm^2.

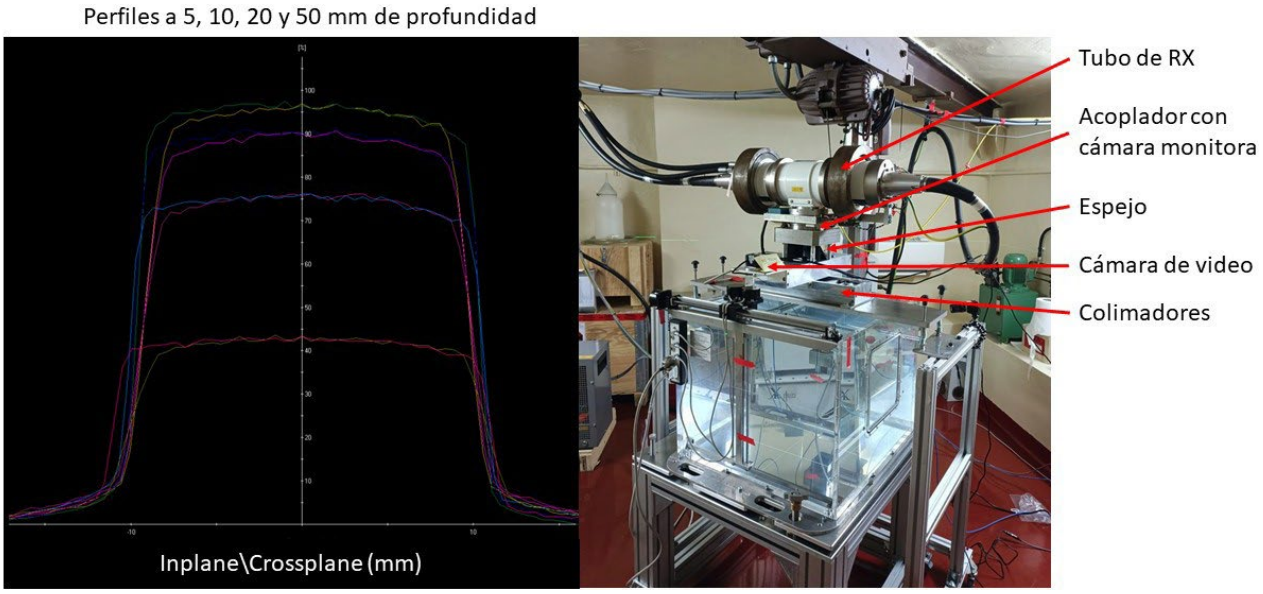


FIGURA 2.-Izq: Perfiles para el campo de 20x20 mm². Dcha: Esquema del sistema colimador durante las medidas con la cuba dosimétrica de agua.

VALORES DEL ANCHO Y TRANSMISIÓN DE LA PUNTA DE LA LÁMINA Y SU EFECTO EN EL CÁLCULO DE DOSIS

Bosò Martínez, C. (1); Chover Díaz, B. (1); Marin Ciocan, A. C. (1); Dacosta Villar, L. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Serrano Juárez, A. (1); Brualla Gonzalez, L. (1)
(1) Grupo Biomédico Ascires

INTRODUCCIÓN

El correcto modelado del colimador multiláminas (MLC) en el planificador es de vital importancia para calcular de forma precisa la dosis, especialmente en tratamientos de intensidad modulada. Para ello, los planificadores cuentan con parámetros que permiten ajustar el modelo a las características mecánicas de las láminas (FIGURA 1).

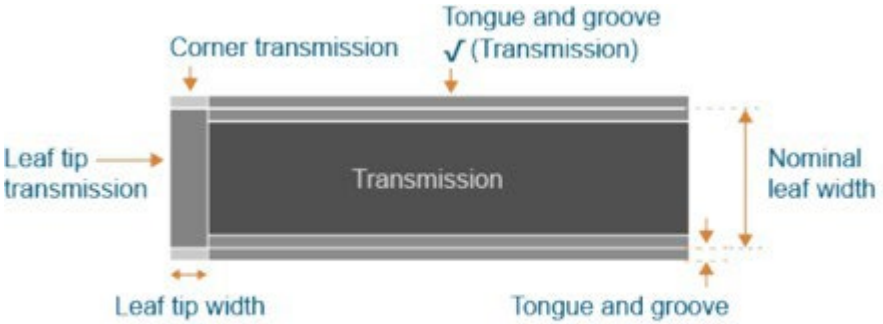


Figura 1: Esquema de los parámetros del modelado de una lámina en RayStation

El objetivo es mostrar cómo afectan diferentes combinaciones de dos de los parámetros del modelado del MLC al cálculo de dosis utilizando el planificador RayStation (RaySearch Laboratories).

MATERIAL Y MÉTODOS

Raystation, en versiones anteriores, asignaba al ancho de la punta de la lámina (leaf tip width, ltw) una transmisión correspondiente a la raíz cuadrada de la transmisión del MLC. Sin embargo, en su última versión 2024B permite ajustar de forma libre este parámetro (leaf tip transmission, ltt).

Se va a evaluar el efecto de variar estos dos parámetros en el cálculo de dosis de, por un lado, planes tipo sweeping gap síncronos (SG) y asíncronos (aSG) (metodología de Jordi Saez et al.); y por otro, un plan clínico, comparando dicho cálculo con medidas

realizadas con cámara de ionización. Se utilizarán tres combinaciones de valores: ltw = 0,226cm y ltt = 0,124 (caso 1), y una variación de ±20% de forma inversamente proporcional (casos 2 y 3).

RESULTADOS

Las diferencias entre la dosis calculada y la medida con cámara Farmer en el caso de los planes SG y aSG con 6MV son:

		Dif. cálculo vs medida Farmer		
		CASO 1	CASO 2	CASO 3
aSG20 (s (mm))	0	0,1%	0,2%	0,1%
	2	0,6%	0,5%	0,5%
	5	0,2%	0,0%	0,4%
	10	-0,1%	-0,2%	0,2%
	15	-0,1%	-0,2%	0,2%
	20	-0,2%	-0,2%	0,2%
SG (beam)	5	-0,2%	-0,2%	-0,6%
	10	0,3%	0,4%	0,1%
	20	0,2%	0,2%	0,1%
	30	0,1%	0,2%	0,1%

En el plan clínico, se ha comparado la dosis medida con cámara de ionización compacta con la calculada, siendo la diferencia de 1,1% (caso 1), 1,2% (caso 2) y 1,5% (caso 3).

DISCUSIÓN

Se observa que las diferencias entre cálculo y medida son aceptables dentro de un proceso de modelado, presentando el caso 3 una mayor diferencia tanto en los planes de SG como en el clínico.

El efecto de incrementar ltw es el aumento del ancho de la zona de baja dosis de la penumbra de los perfiles. Por su parte, ltt afecta al nivel de dosis general en un plan modulado.

Los valores del caso 1 son el obtenido de medidas de SG y aSG para ltw y el valor por defecto de ltt, respectivamente. Los casos 2 y 3 son modificaciones de dichos valores, tal y como se recomienda en las guías de RayStation: ltt puede modificarse siempre que se ajuste ltw en consecuencia, de manera que el modelo reproduzca correctamente los perfiles colimados con MLC.

El ajuste de estos parámetros debe revisarse con atención, ya que pequeñas modificaciones pueden tener un efecto significativo en el cálculo de dosis. Para ello pueden utilizarse planes de SG, planes clínicos y medidas de perfiles de campos colimados con MLC.

CONCLUSIONES

El ajuste preciso de ltw y ltt en RayStation es clave para un cálculo de dosis preciso. Aunque las diferencias cálculo-medida son aceptables, el caso 3 mostró la mayor discrepancia, demostrando el efecto dosimétrico de estos parámetros. Es por ello que deben ajustarse con cuidado y validarse con mediciones.

INFLUENCIA DE LA ZONA DE UNIÓN DEL MULTILÁMINAS EN LOS PERFILES DE DOSIS

Pérez Rios, L. (1); Quiñones Rodríguez, L. Á. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

Tras el comisionado y modelado de un acelerador lineal de electrones, se debe realizar una verificación del sistema de planificación en un conjunto de situaciones de referencia para garantizar un comportamiento adecuado. Para ello se sigue el Protocolo para Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes de la SEFM, donde se llevan a cabo las pruebas en referencia a la dosimetría de haces (DOH).

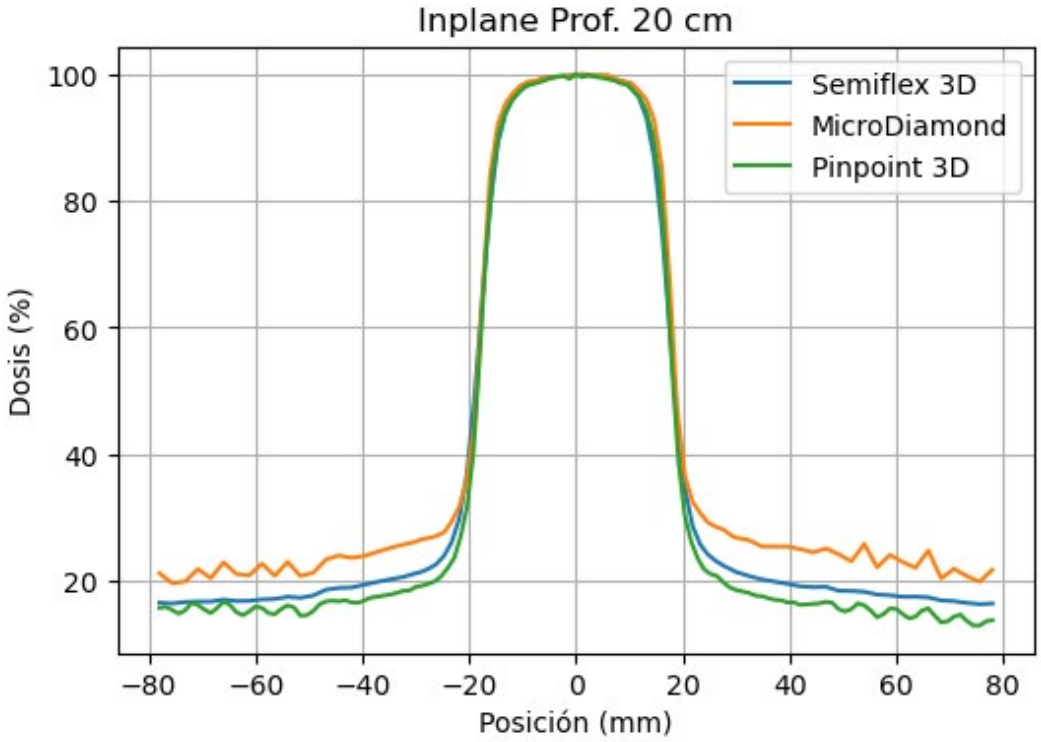
MATERIAL Y MÉTODOS

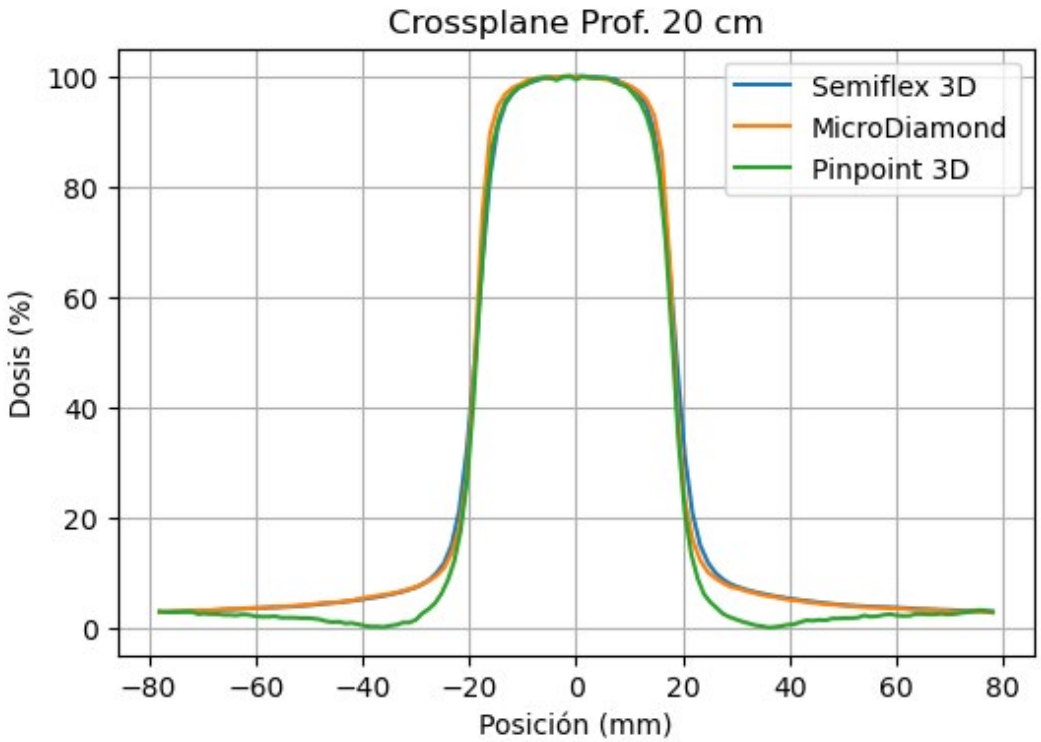
El LINAC caracterizado es un TrueBeam de Varian, dispone de un multiláminas MLC HD120 con 32 láminas de 1.25 mm de grosor, aumentando a 2.5 mm en el isocentro, distribuidas en una región central de 8 cm de ancho y 28 láminas de 2.5 mm de grosor, aumentando a 5 mm en el isocentro, distribuidas sobre la región periférica de 7 cm a cada lado.

A partir de la prueba DOH-8. Campos irregulares, se realizan diversas pruebas con un campo de tamaño 3 cm x 3 cm conformado por el MLC y mordazas en 20 cm x 20 cm con la unión del MLC centrada. Se miden perfiles de dosis en dirección *inplane* y *crossplane* a una profundidad de 20 cm. Se emplea una cuba de agua modelo MP3 y tres detectores diferentes: semiflex 3D, microDiamond y pinpoint 3D, todo de PTW. El software de medida es Mephysto mcc (v.3.4), de donde se extraen los datos de los perfiles y se representan en Pyhton.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 y 2 se muestran los perfiles medidos en la dirección *inplane* y *crossplane*, respectivamente para los tres detectores. Se puede observar una diferencia entre ellos y entre detectores.





DISCUSIÓN

Se observa una gran dependencia con el tipo de detector empleado (Fig.1), puesto que con la microDiamond y la pinpoint 3D aparece mucho ruido en la zona de las colas con respecto a la medida realizada con la Semiflex 3D, esto se puede deber a que la microDiamond y la pinpoint 3D poseen mayor sensibilidad. Además, este ruido en la zona de las colas aparece en la zona en la que las láminas del MLC tienen un espesor de 0.5 cm y en la zona de espesor de 0.25 cm no aparece. Por ello, al no interferir la unión del MLC en la medida de los perfiles en dirección *crossplane* no se ven afectados.

En la Fig.2, cabría esperar que la microDiamond y la pinpoint 3D tuvieran un comportamiento similar, por su menor tamaño, sin embargo no es así. Se podría deber a la distinta sensibilidad al espectro energético, pero en ese caso se esperaría un comportamiento parecido entre la pinpoint 3D y la semiflex 3D al tratarse de cámaras de ionización.

CONCLUSIONES

El protocolo de la SEFM no pide medir en la unión del MLC, pero resultó interesante ver la sensibilidad de esta zona con el tipo de detector y la posición de dicha unión. Además, afecta las posibles diferencias de centraje en el eje lateral (eje X) y a la resolución del detector.

VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE INSERTOS DE ELECTRONES EN EL ACELERADOR ELEKTA VERSA

Martín Rodriguez, J. (1); González Vizuete, M. (1); Ramos Caballero, L. J. (1); Iglesias Lozano, E. (1); Matito Escorihuela, V. M. (1); Elías Zapata, J. (1); Miguel Álvarez, L. (1); Quesada Acosta, M. (1); Martinez Muriano, G. (1)
(1) Hospital de Mérida

INTRODUCCIÓN

La irradiación de haces de electrones es una técnica ampliamente conocida en el tratamiento de lesiones superficiales. Esta técnica se venía realizando previamente en el acelerador Siemens Primus en nuestro servicio. La puesta en marcha de la irradiación mediante haces de electrones en este nuevo acelerador era imprescindible para mantener la cartera de servicios en nuestro hospital. En este trabajo se compara como parte del comisionado de los haces de electrones la equivalencia entre el cálculo en el planificador y las medidas en nuestro detector al utilizar insertos de electrones fabricados con cerrobend en nuestro servicio con el objetivo de verificar el modelado antes de su uso clínico.

MATERIAL Y MÉTODOS

En el servicio se dispone de un acelerador marca Elekta Versa HD. Previo a esta etapa de comisionado se han realizado las medidas y el modelado de los haces de electrones para este acelerador. Las energías que se emplean son: 6,9,12 y 15Mv junto con aplicadores de 6x6 y 10x10. Los insertos fabricados y calculados son: Rectangulares: 3.5x3x5; 4x4; 5x5; 4x5; 4x6; 7x7; 4x7; 8x8; 4x8 (cm). Circulares de diámetro: 3.5;4;5;6;7;8 (cm). En la figura se muestran dichos insertos.

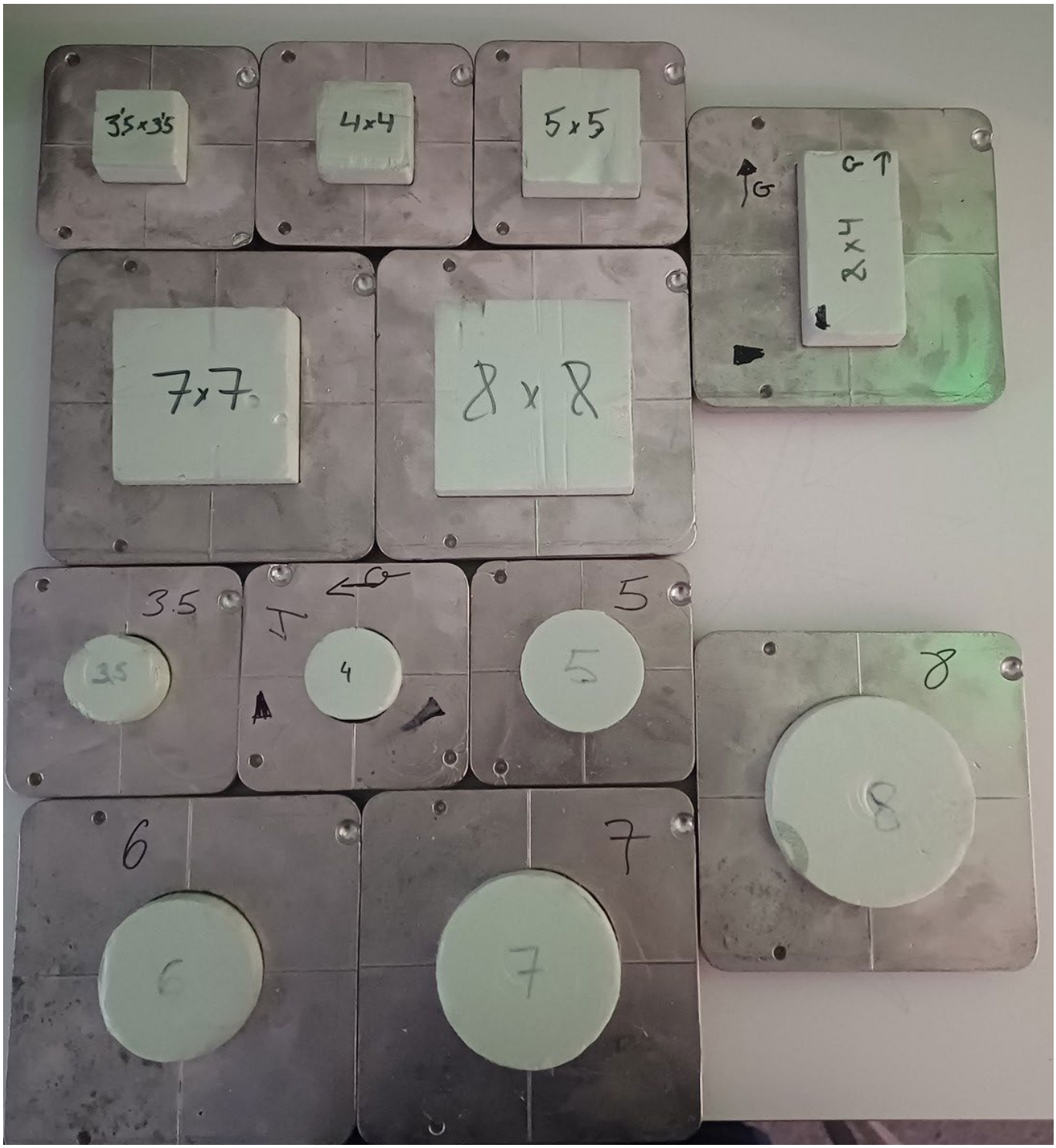


Figura. Insertos de cerrobend empleados.

Los cálculos de los diferentes haces se realizan en el planificador Monaco 6.1.4.0 empleando el algoritmo de Montecarlo para electrones con 106 historias cm2 y resolución 2mm. Se crea un fantoma virtual de densidad agua con dimensiones 60x60x40 y espesor de 1cm. En este fantoma se proyectan los haces variando energía, aplicadores e inserto a DFS=98cm por su equivalencia en agua con el detector.

Las medidas se realizan con el detector Mapcheck2 de Sun Nuclear con DFD=100cm. La comparativa se realiza con el software SNC Patient, para ello se emplea el análisis gamma 3%,3mm en dosis absoluta, ya que el criterio empleado 3%,3mm>95% es aplicado para validar los haces de electrones.

RESULTADOS

Se presenta en la tabla el porcentaje de puntos que cumple el criterio gamma 3%,3mm según energía e inserto.

INSERTO(cm) \ ENERGÍA(MeV)	6	9	12	15
RECTANGULARES (crossXin)				
3,5X3,5	96,3	96,1	100	100
4X4	96,9	98,3	100	100
5X5	98,9	100	100	100
7X7	99,4	99,4	99,3	97,9
4X8	93,3	98,2	98	98
8X8	90,9	99,5	99,4	98,9
CIRCULARES (diámetro)				
3,5	86,7	85,1	100	100
4	81,6	93	95,3	97,6
5	76,8	98,6	100	100
6	96,1	96,9	100	100
7	97	99,3	100	100
8	93,8	100	99,3	97,2

Tabla. Cumplimiento del criterio gamma 3%/3mm.

DISCUSIÓN

Los resultados muestran que el cálculo que se realiza para insertos con tamaños geométricos rectangulares y circulares concretos cumple de forma general el criterio gamma 3%,3mm con las mediciones efectuadas en el detector. Las energías más bajas 6 y 9 Mev son las que menos superan este criterio, esto es debido a la alta dispersión producida por el haz en los insertos. Los insertos circulares de menor tamaño también presentan problemas exclusivamente para estas energías.

En base a los resultados según el cumplimiento del criterio gamma 3%,3mm>95% clínicamente resulta útil plantear usar un bolus de grosor suficiente permitiendo descartar la energía de 6MeV principalmente para campos circulares pequeños.

CONCLUSIONES

Se considera el empleo de matrices de diodos en dos dimensiones una técnica útil y complementaria frente a medidas con diodo u cámara de ionización en un fantoma de agua para comisionar haces de electrones conformados mediante insertos de cerrobend.

COMISIONADO DE HACES DE ELECTRONES EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONACO (ELEKTA)

Ramos Caballero, L. J. (1); González Vizuete, M. (1); Martín Rodriguez, J. (1); Elías Zapata, J. (1); Iglesias Lozano, E. (1); Matito Escorihuela, V. M. (1); Miguel Álvarez, L. (1); Martinez Muriano, G. (1); Quesada Acosta, M. (1)
(1) Hospital de Mérida

INTRODUCCIÓN

Este estudio describe nuestra experiencia con la validación del modelo de haz para el sistema de planificación de tratamiento (TPS) Monaco, en un acelerador lineal Versa HD (Elekta). Los datos del modelado de haces se recopilaron siguiendo las indicaciones del proveedor, generando el modelo mediante el algoritmo Monte Carlo de electrones (eMC).

MATERIAL Y MÉTODO

Se utilizó el TPS Monaco (v6.1) para todos los cálculos. El acelerador lineal de nuestro centro es un Versa HD, que ofrece energías nominales 6, 9, 12 y 15 MeV, con aplicadores de 6x6cm2, 10x10cm2, 14x14cm2 y 20x20cm2.

Las medidas se realizaron siguiendo el protocolo TRS-398. Se eligió el aplicador de 10x10cm2 para obtener el índice de calidad de los haces de electrones (R50). La cuba de agua Blue Phamton2 y el software myQA Accept v9.0 (IBA) se emplearon para las mediciones. Las medidas de perfiles y porcentajes de dosis en profundidad (PDD) se tomaron con detectores de diodo IBA EFD 3G y IBA RFD 3G junto con la cámara plano paralela PPC40 y electrómetro DOSE 1 (Scanditronix/Wellhofer).

Las pruebas de comisionado siguieron las recomendaciones del "Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación" (SEFM) realizando medidas a la profundidad R100, R80 y R50 de PDD y dosis absorbida a profundidad R100, con SSD 100 cm y todas las combinaciones de aplicadores y energías. Se repitió el proceso variando el ángulo de incidencia del haz y la SSD. Finalmente se diseñaron conformaciones de cerrobend para verificar tamaños de campos irregulares con cada aplicador.

Para verificar el modelo, se contorneó un maniquí virtual de 60x60x60cm3 con densidad forzada a agua y una rejilla de cálculo de 2x2x2mm3.

Monaco Commisionig Utility (Elekta) se usó como comparador entre datos modelados y medidos. El análisis gamma se realizó con criterio de paso de 2%/2mm y 3%/3mm.

RESULTADOS

La figura 1 muestra a modo de ejemplo la comparación entre medidas y cálculos del TPS de perfiles inplane normalizados a SSD de 100cm y profundidad de R100 (del aplicador de referencia) para las cuatro energías electrónicas y aplicadores disponibles, así como el PDD de cada energía para el aplicador de 10x10cm^2.

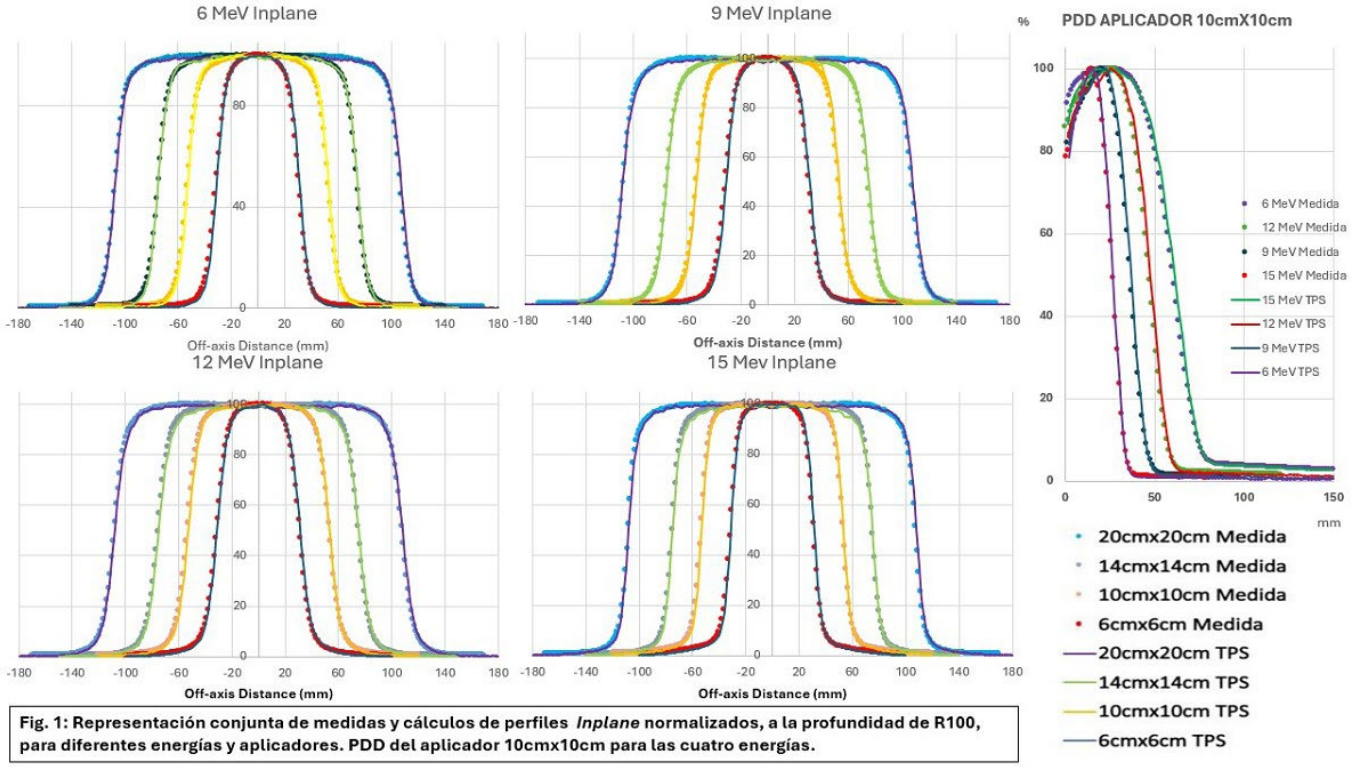


Fig. 1: Representación conjunta de medidas y cálculos de perfiles *Inplane* normalizados, a la profundidad de R100, para diferentes energías y aplicadores. PDD del aplicador 10cmx10cm para las cuatro energías.

En la figura 2, se presentan los resultados del número total de medidas realizadas, que superan el criterio gamma.

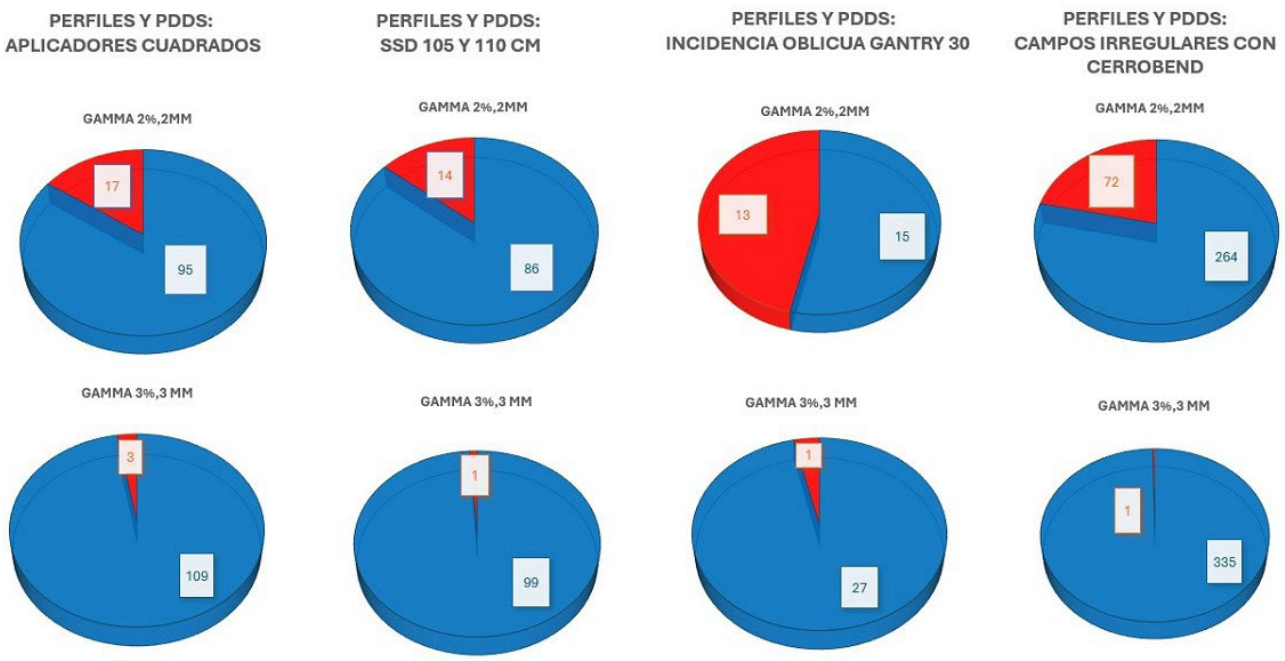


Fig. 2: Número total de medidas de perfiles (*inplane, crossplane* y diagonales) y PDDs comparadas con el TPS, clasificadas según las pruebas realizadas y el criterio de paso gamma aplicado. En azul o rojo si cumplen o no el criterio respectivamente.

DISCUSIÓN

La escasa literatura disponible sobre el uso clínico del acelerador Versa HD con haces de electrones y su modelado en el planificador Monaco puede ser desafío.

Se realizaron un total de 576 medidas entre perfiles y PDDs de los cuales el 82% y 79.5% superaron el criterio gamma (2%,2mm) respectivamente mientras que el 98.8% y 99% lo hicieron bajo el criterio gamma (3%,3mm). En cuanto a dosis absorbida, la máxima diferencia entre medida y cálculo en la profundidad de R100 es del 2,8% mientras que para el resto de configuraciones no supera el 2%.

CONCLUSIÓN

Los resultados muestran un modelado preciso con eMC de los haces de electrones, tal como garantiza el proveedor del TPS.

COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LA ACEPTACIÓN DE UN RADIXACT CON LOS DATOS DE REFERENCIA

Calatrava Ramírez, M. (1); Naranjo Jiménez, N. (1); Moral Sánchez, S. C. (1); Caballero Lucena, E. (1); Navarro Guirado, F. (1); Bodineau Gil, C. (1)
(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

Cuando se realizan las pruebas de aceptación de un acelerador Radixact es necesario comparar los resultados de las distintas pruebas con unos datos estándar proporcionados por el fabricante Accuray Inc (CA,EEUU) (1). En este trabajo se analizan los resultados obtenidos en las pruebas de aceptación realizadas en septiembre de 2024 en el HRUM y se comparan con dichos datos de referencia para distintos perfiles.

MATERIALES

Para las medidas de los perfiles se utiliza una cuba 2D, un electrómetro TomoElectrometer y una cámara de ionización Exradin A1SL de Standard Imaging (WI, EEUU). Para el análisis de datos se utiliza el software Advanced TQA de Accuray Inc.

MÉTODO

Se miden perfiles longitudinales y transversales, ambos a 15 mm de profundidad, así como como PDDs para todos los anchos de campo posibles (40 cm x 5 cm, 40 cm x 2,5cm y 40 cm x 1 cm). Una vez obtenidos los resultados, se comparan con los datos de referencia.

Según los perfiles sean simétricos o asimétricos, se usan unos criterios para el índice gamma distintos. Para los simétricos, gamma < 1 en un rango de tres veces el ancho de campo, siendo los criterios: 2 % de diferencia de dosis y 1 % del ancho de campo en la distancia para la concordancia.

Para los asimétricos, gamma < 1 en un rango de tres veces el ancho de campo, siendo los criterios: 3 % de diferencia de dosis y 0,5 mm de distancia para la concordancia.

RESULTADOS

Magnitud o parámetro	40 cm x 5 cm	40 cm x 2,5 cm	40 cm x 1 cm
Índice gamma máximo del perfil longitudinal asimétrico +IEC	-	0.13928	0.19495
Índice gamma máximo del perfil longitudinal asimétrico -IEC	-	0.10697	0.10296
Diferencia (%) de ancho de campo longitudinal	-0.11224	-0.10171	0.23378
Índice gamma máximo del perfil longitudinal	0.27146	0.22008	0.18856
Error máximo (%) de dosis en profundidad	0.48726	0.57299	0.9085
Diferencia (%) de ancho de campo transversal	0.098655	0.067972	0.10542
Índice gamma máximo del perfil transversal	0.40946	0.49221	0.22669

Tabla: Resultados de las comparaciones de las pruebas de aceptación con los datos de referencia.

Por otro lado, se muestra el PDD para el cual se obtiene el mayor error máximo de dosis en profundidad, mostrando una estrecha concordancia con el perfil de referencia.

Imagen: PDD del campo 40cm x 1 cm. Energía de 6 MV FFF.

CONCLUSIONES

El análisis comparativo demuestra una concordancia significativa entre los perfiles medidos y los valores de referencia, dentro de los márgenes esperados, lo que confirma el correcto desempeño del equipo Radixact aceptado y su capacidad para proporcionar resultados reproducibles y acordes con lo esperado.

BIBLIOGRAFÍA

(1) Accuray. (2024). Radixact Physics Essentials Guide. Accuray Inc

ANÁLISIS DE LAS MEDIDAS DE LOS ÍNDICES DE CALIDAD PARA FOTONES 6 MV EN UN LINAC

Leonor Yuste, M. (1); Sallabanda Díaz, A. (1); Góngora Ariza, F. (2)
(1) Genesiscare Guadalajara; (2) Genesiscare Málaga

INTRODUCCIÓN

Para un haz de fotones 6 MV se obtienen los índices de calidad más comunes, TPR20, 10, J50, 100 , y R50 comparándolo con las referencias establecidas. El objetivo de este trabajo es analizar los resulytados, y ver la utilidad de la relación experimental entre el PDD20,10 y el TPR20, 10 descrita en el TG-21 para verificar el PDD experimental.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para las medidas de comparación TPR20, 10, J50, 100 , y R50 como instrumental se emplea la cámara de ionización (CI) de PTW: Semiflex 3D, TM31021, y para el conjunto completo de medidas de la energía se empleó la CI de PTW Farmer TM30013. En todas se empleó el electrómetro de PTW UNIDOS webline, el termómetro Fluke 53 II y el barómetro digital Geometrics T210-101A1.

Se han hecho con un LINAC Elekta Precise, MCi y a la energía 6 MV y los PDDs se han analizado con el software, PTW BeamScan 4.4.78. Las medidas en agua se han hecho con la Cuba MP3 XS de PTW, mientras que para el agua virtual con el conjunto de planchas del maniquí de Standard Imaging.

Las medidas de TPR20, 10, J50, 100 se han realizado siguiendo la guía TRS-398. En los PDDs se han usado los parámetros de medida recomendados en el software BeamScan.

Hemos obtenido el TPR, utilizando la relación experimental, del TG-21:

(1)

Siendo cociente porcentaje de dosis en profundidad a 10 y 20 cm, obtenidos del PDD,

RESULTADOS

En la siguiente tabla, tabla 1, representamos los resultados más recientes de TPR20, 10, J50, 100 , y R50 para fotones 6 MV, comparándolo las referencias obtenidas en el ERI de nuestro LINAC (año 2008).

Fecha	$TPR_{20,10\ TM31021}$	$TPR_{20,10\ ref}$	Desv(%)	$J_{50/100\ TM31021}$	$J_{50,100\ ref}$	Desv(%)	$R_{50,\ TM31021}$	$R_{50\ ref}$	Desv. (mm)	$TPR_{20,10\ calc}$	Desv.(%)
jun-24	0,68	**0,681**	-0,15%	1,2858	**1,2821**	0,29%	156,99	**156,2**	0,79	0,673	-1,20%
oct-24	0,68	**0,681**	-0,15%	1,2851	**1,2821**	0,23%	155,73	**156,2**	-0,47	0,681	-0,01%
ene-25	0,68	**0,681**	-0,15%	1,2835	**1,2821**	0,11%	153,12	**156,2**	**-3,08**	0,663	-2,66%

TABLA 1

En la tabla 2, representamos las medidas realizadas en enero 2025, para el TPR20,10 y el J50,100 tanto en agua líquida como en agua virtual.

ene-25	Cuba	Ref,cuba	Desv(%)	Agua virtual	Ref, a virtual	Desv(%)
$TPR_{20,10\ TM31021}$	0,681	**0,681**	-0,02%	0,676	**0,681**	-0,74%
$TPR_{20,10\ TM30013}$	0,679	**0,681**	-0,27%	0,676	**0,681**	-0,75%
$J_{50,100\ TM31021}$	1,283	**1,282**	0,11%	1,289	**1,285**	0,34%
$J_{50,100\ TM30013}$	1,287	**1,282**	0,35%	1,288	**1,285**	0,27%

TABLA 2

DISCUSIÓN

De los resultados obtenidos vemos que el J50,100 y especialmente para el TPR20,10 se obtiene un resultado muy similar a la referencia. Esto es un indicador plausible, ya que para fotones de 6 MV, a una profundidad de 5 cm o más, apenas hay contaminación electrónica, y al obtenerse ambos parámetros como cociente de dos medidas, los posibles errores sistemáticos se cancelan.

Sin embargo, el R50 obtenido de los PDDs no siempre dan un buen resultado, a pesar de que tanto el TPR como el J indican que la energía del Linac es correcta. Esto hace, que si queremos establecer el ERI de un LINAC sea necesario el uso de la relación (1), para verificar si el R50, ref obtenido es correcto. En caso de haber una desviación del TPR20,10, calc con respecto al TPR20,10;ref de más del 2% se hace necesario repetir la medida del PDD.

CONCLUSIÓN

La energía de un LINAC es muy estable. Sin embargo, para las medidas de los PDDs se hace conveniente utilizar la relación (1), para verificar si la curva PDD obtenida es correcta, pues ésta es muy sensible al montaje experimental y los parámetros empleados.

VERIFICACIÓN TRIDIMENSIONAL DE ISOTROPÍA DEL EQUIPO INTRABEAM CON APLICADOR ESFÉRICO MEDIANTE DOSÍMETRO GEL PAGAT Y RESONANCIA MAGNÉTICA

Fuentealba Moraga, M. (1); Vallejos Muñoz, C. (2); Vergara Saavedra, C. (2); Diez, S. (3); Santibáñez Villalobos, M. (2)
(1) Universidad de Valencia; (2) Universidad de La Frontera; (3) Hospital Clínico Universitario de Valencia

La radioterapia intraoperatoria consiste en la aplicación de altas dosis de radiación en fracción única en el lecho quirúrgico con el objetivo de erradicar células tumorales. Uno de los equipos representantes de esta técnica es el Intrabeam, que es ampliamente utilizado para el cáncer de mama requiriendo para ello un aplicador esférico que se inserta en el lecho quirúrgico e irradia isotrópicamente. Sin embargo, esa isotropía ha sido caracterizada de forma incompleta de forma puntual debido a la dificultad de encontrar un dosímetro que permita una evaluación tridimensional del aplicador. Debido a la necesidad de establecer la distribución de dosis radial, se plantea la elaboración de un dosímetro basado en gel tipo PAGAT con geometría dedicada, analizado tridimensionalmente mediante mapas de R2 a partir de imágenes de resonancia magnética para el aplicador esférico del equipo Intrabeam. Para ello se manufacturaron dos grupos de dosímetros mediante impresión 3D y manufactura sustractiva que consistieron en un maniquí que evaluará isotropía que envuelve al aplicador, y maniquíes para la curva de calibración considerando una altura mínima suficiente para evitar el promediado de dosis por el gradiente del PDD de material PMMA de 1mm de espesor. Posterior a la manufactura de los maniquíes y la inserción del gel PAGAT en su interior, se irradió configurando un haz de 50kV, utilizando el aplicador esférico de 3cm de diámetro. La curva de calibración se realizó por duplicado con prescripción de dosis de 0-9Gy en la superficie del aplicador, y el maniquí de evaluación de isotropía se irradió a 8Gy con el objetivo de analizar hasta 2cm de profundidad desde la superficie del aplicador. El procesamiento del dosímetro se realizó mediante imágenes de RM utilizando un resonador Philips de 1,5T, adquiriendo imágenes potenciadas en T2 con TR fijo y TE variable, calculando la dosis mediante la tasa de relajación transversal. La evaluación de la distribución de dosis en el aplicador se realizó por hemisferios y octantes obteniendo zonas asimétricas dentro del aplicador. Las mayores discrepancias promedio se observaron entre la porción superior e inferior del aplicador con un ± 6,0% menos de dosis en el hemisferio superior, las porciones antero-posterior y laterales tienen una discrepancia de ± 1,2% y ± 1,3% respectivamente. El análisis angular mostró que lateralmente se obtiene el 100% de la dosis prescrita, con una disminución gradual de hasta 29,1% hacia el polo superior y de 14,3% hacia el polo inferior. Esta disminución de dosis en el eje de irradiación puede ser explicada por la geometría del aplicador, donde existe atenuación debido al vástago en la parte superior, mientras que en la porción inferior esta disminución puede explicarse a la precesión del haz de electrones respecto al eje central debido a la deflexión por campo magnético. De esta forma, se logró elaborar un dosímetro PAGAT con geometría específica que permitió evaluar tridimensionalmente la distribución de dosis del equipo Intrabeam no reportada hasta la fecha, y podría aplicarse a cualquier equipo de similares características. Los resultados son de importancia en la prescripción clínica de pacientes

DOSIMETRÍA DE REFERENCIA EN HACES DE ELECTRONES CON PROTOCOLOS ACTUALIZADOS: ¿ES NECESARIA CÁMARA PLANO-PARALELA?

Almendral Manzano, P. (1); Márquez Pavo, L. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Carrasco, D. (1); Baena Porras, M. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

En 2024 se publicaron protocolos con factores actualizados para la dosimetría de referencia en haces de electrones: TRS398(rev.1) de IAEA1 y WGTG51-e de AAPM2. Ambos permiten determinar la dosis con cámaras de ionización calibradas en 60Co o mediante calibración interna frente a cámara cilíndrica en haz de electrones. TRS398(rev.1) recomienda cámara plano-paralela para todas las energías y lo considera obligatorio para E0 ≤ 8 MeV, mientras WGTG51-e permite utilizar cámara cilíndrica para todas las energías de uso clínico. También difieren en la colocación de las cámaras cilíndricas: en WGTG51-e su centro se coloca a la profundidad de referencia (zref) y en TRS398 se sitúa en zref + 0.5rcyl siendo rcyl el radio de la cavidad.

Este trabajo muestra resultados obtenidos con ambos protocolos y tipos de cámara en haces de 6 y 9 MeV.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se determinó la dosis en agua en condiciones de referencia en un acelerador Elekta Versa HD (campo 10x10 cm2, DFS 100 cm, zref 13.6 mm para 6 MeV y 20.2 mm para 9 MeV) utilizando cámaras calibradas en 60Co y ambos protocolos. El índice de calidad R50 necesario para calcular el factor kQ de corrección por calidad del haz se midió con diodo no blindado (PTW diode E).

La determinación con cámara cilíndrica y TRS398(rev.1) se hizo también para 6 MeV a efectos comparativos, usando el kQ calculado con la Ec. 99 de dicho documento, aunque esto supone usar esa fórmula fuera del rango de validez establecido en el protocolo.

RESULTADOS

La diferencia máxima obtenida entre cámaras del mismo modelo usando un mismo protocolo fue 0.2 %. La tabla 2 muestra los resultados referidos a la media de las cámaras.

Tabla 1: cámaras utilizadas

Modelo	Tipo	nº de serie
PTW 34001 Roos	plano-paralela	698
		2583
PTW 30013 Farmer	cilíndrica	685
		13934

Tabla 2: determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia con diferentes protocolos y cámaras.

6 MeV (R_{50} = 2.43 cm)

Modelo de cámara	Procedimiento	cGy/UM	diferencia con Roos (%)
34001 Roos	WGTG51-e	1.003	
	TRS398(rev.1)	1.003	
30013 Farmer	WGTG51-e	1.009	0.6
	TRS398(rev.1)	1.010	0.7

9 MeV (R_{50} = 3.54 cm)

Modelo de cámara	Procedimiento	cGy/UM	diferencia con Roos (%)
34001 Roos	WGTG51-e	1.000	
	TRS398(rev.1)	1.000	
30013 Farmer	WGTG51-e	1.004	0.4
	TRS398(rev.1)	1.006	0.6

DISCUSIÓN

La dosis determinada con Farmer y WGTG51-e es ligeramente mayor que la determinada con Roos, pero la diferencia (≤ 0.6 %) es inferior a la incertidumbre declarada en los certificados de calibración (1.5 % para Roos y 1.1 % para Farmer con k=2) y compatible también con la asociada a usar kQ calculados (aprox. 1.0 %).

La dosis con Farmer y TRS398(rev.1) coincide prácticamente con la determinada mediante WGTG51-e en ambas energías (diferencias ≤ 0.2 %) aunque en rigor el documento de la IAEA no da soporte a este procedimiento para la energía de 6 MeV.

CONCLUSIONES

Para cámaras plano-paralelas calibradas en 60Co, los protocolos actuales de IAEA y AAPM son equivalentes. Con cámara Farmer, la diferencia máxima encontrada respecto a cámara Roos es de 0.7 % para las energías estudiadas. El procedimiento con cámara tipo Farmer sugerido por AAPM permite utilizar la misma cámara para electrones y fotones, pudiendo ser ventajoso en términos de eficiencia, simplicidad y ahorro de costes.

PUESTA EN MARCHA DEL EQUIPO MYQA SRS CON EL ALGORITMO ACUROS XB Y DOSIS ABSORBIDA EN MEDIO

Cenizo De Castro, E. (1); Fernández Benítez, M. (2); Naranjo Jiménez, N. (1); González Almansa, Y. (1); Casado Villalón, F. J. (1); García Pareja, S. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga; (2) Hospital Universitario de Cáceres

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es establecer recomendaciones sobre la puesta en marcha del equipo myQA SRS (IBA), cuando se utiliza como algoritmo de cálculo Acuros XB de Varian (AXB) y se informa la dosis absorbida en medio (D_{medio}).

MATERIAL Y MÉTODOS

MyQA SRS consta de una matriz de detectores de alta resolución, con área sensible 12x14 cm^2, que va alojada en un maniquí cilíndrico de RW3, permitiendo medir planos de dosis a diferentes ángulos. Sirve para el control de calidad de tratamientos que requieran gran resolución espacial.

El equipo se ha puesto en marcha para haces de energía 6X y 6FFF de un acelerador TrueBeam STx (Varian), modelados en el sistema de planificación Eclipse (Varian), con algoritmo de cálculo AXB, informando D_{medio}. Las verificaciones de los tratamientos se han realizado en las mismas condiciones de cálculo que los planes.

El manual recomienda definir en el planificador un maniquí de RW3, asignando al plano de los detectores el material agua o, alternativamente, un maniquí homogéneo de RW3.

En nuestro caso, tanto la calibración del equipo como la verificación de los planes, se realizan en D_{medio}, por lo que el maniquí se ha definido homogéneo. Hemos asignado poliestireno, modificando las UH hasta obtener la densidad del RW3, ya que la tabla de materiales no biológicos de AXB no incluye RW3.

La tabla 1 muestra las correcciones que se aplican a cada medida, indicando las que el usuario debe medir necesariamente, y las que son opcionales porque se dispone de correcciones de fábrica.

	Descripción	**Corrección de fábrica disponible**	**Condiciones utilizadas en la puesta en marcha**
Calibración absoluta	Campo 10x10 cm^2. Dosis absorbida en el detector central.	No	D_{medio} en el punto central. 200 UM.
Dependencia con la tasa de dosis	Campo 10x10 cm^2. Al menos 3 medidas en el rango de tasas de dosis disponibles para esa calidad de haz.	No	Medidas para todas las tasas disponibles. 200 UM.
Corrección de uniformidad	Calibración relativa de los detectores de la matriz. Campo 15x15 cm^2 (dosis homogénea en el área sensible)	Sí	Corrección definida por el usuario. 500 UM.
Corrección por oblicuidad	Tabla de corrección para las distintas angulaciones entre el haz y el plano de detectores.	Sí	Corrección de fábrica. (*Lookup Table*)

TABLA 1. Correcciones necesarias para cada calidad de haz.

Para la uniformidad, hemos medido nuestra propia corrección, ya que mejoraba el acuerdo con la medida en el área sensible de la matriz (FIGURA 1).

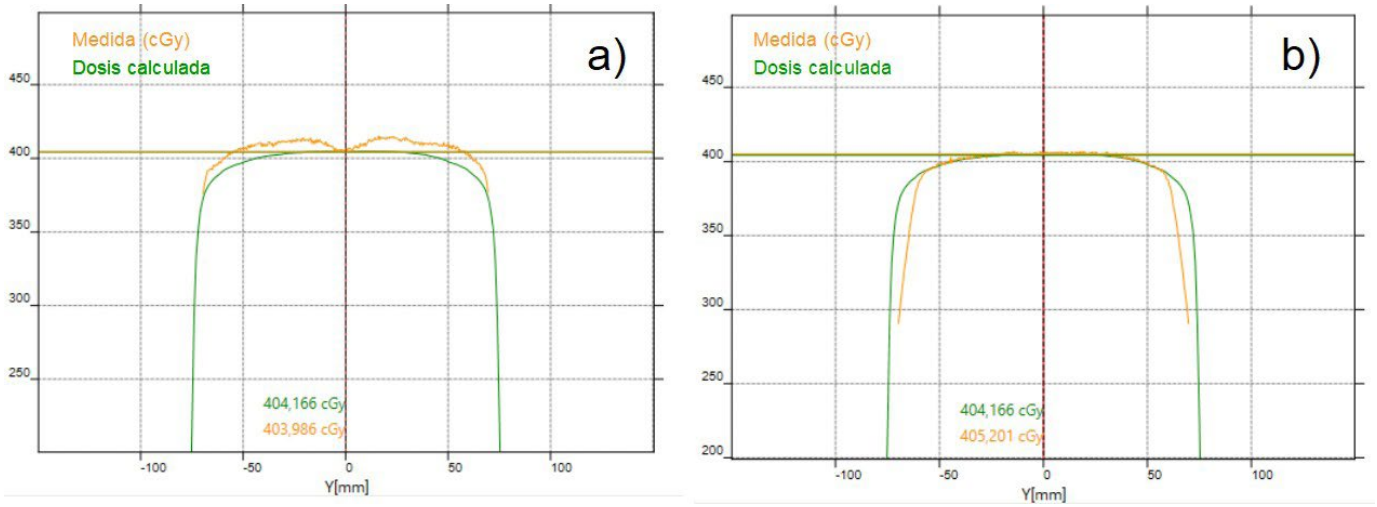


FIGURA 1. Perfil Y para 6X, aplicando la corrección de uniformidad de: a) fábrica b) usuario.

RESULTADOS

Se comprueba la calibración con las correspondientes correcciones, para un campo 10x10 cm^2 y 200 UM. Se realiza un test gamma global 2%/1mm, y umbral del 20%, encontrando una tasa de paso del 98,4% para 6X y 99,2% para 6FFF.

DISCUSIÓN

Cuando se utilizan algoritmos de cálculo avanzado y D_{medio} para la verificación de los planes con myQA SRS, el maniquí debe definirse homogéneo en el planificador.

Sospechamos que la necesidad de introducir una corrección de uniformidad propia, provenga de que la de fábrica esté establecida con matrices de dosis absorbida en agua, ya que la relación entre la matriz de dosis absorbida en medio y en agua, en medios homogéneos no es un factor de escala. En cada vóxel, depende del material en ese elemento (común en todos los vóxeles), así como de la fluencia energética de los electrones que depositan la energía en él.

CONCLUSIONES

Para la puesta en marcha de myQA SRS, utilizando AXB e informando D_{medio}, recomendamos:

- Definir el maniquí homogéneo de poliestireno, modificando las UH para conseguir la densidad másica del RW3.
- Corrección por uniformidad definida por el usuario, utilizando una matriz de D_{medio} para la energía a calibrar.

COMISIONADO DE LA TÉCNICA ICT EN MONACO. MONTAJE EXPERIMENTAL PARA LA MEDIDA DE PDDS

Martín Cascales, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Buades Forner, M. J. (1); Moreno Cano, R. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca;

INTRODUCCIÓN

La Técnica de Irradiación Total Corporal en nuestro centro se realiza distancia extendida, SSD= 320 cm. Partiendo de un modelo de Mónaco validado, son necesarias medidas complementarias del PDD a esta SSD considerando además el efecto del Spoiler. Al medir el PDD con la cuba PTW-MPE en proyección lateral, Gantry a 270°, no permite registrar el inicio del PDD, 7 cm, por la presencia de la propia pared de la cuba y el límite en el movimiento lateral de la cámara.

El objetivo de este trabajo es presentar el diseño experimental que hemos realizado para medir esta parte del PDD utilizando láminas de PMMA y una zona de solape con el PDD medido en cuba MP3.

MATERIAL Y MÉTODOS

En la figura 1.a se muestra el montaje experimental para la medida del tramo inicial del PDD. En este caso se ha utilizado la mesa de tratamiento, el spoiler a SSD=320 cm, y láminas de agua sólida RW3 de PTW, un cámara de ionización de electrones PTW-34001

y un electrómetro PTW Tandem T10110. Se dejó una separación de 10 cm entre el spoiler y el inicio del maniquí. Con este montaje se ha registrado la carga en el eje del haz de los primeros 15 cm.

En la figura 1.b se muestra el montaje experimental para la medida del segundo tramo del PDD. En este caso se ha usado la cuba de agua PTW MP3-M, su software de posicionado y dosimetría y una cámara PTW-30013 tipo Farmer. Las medidas se realizaron en las mismas condiciones de tratamiento, SSD = 320 cm al "spoiler" y 10 cm de separación al lateral de la cuba.

Para determinar la posición relativa en el eje del haz equivalente a la medida con el maniquí plástico, se ha considerado el equivalente a agua del espesor de la pared lateral de la cuba, la separación de agua en la cuba entre la pared y la primera posición de medida. A partir de movimientos laterales de la cámara se ha registrado el valor de carga en el eje del haz entre 7 cm y 55 cm.

Los valores de carga en ambos montajes no son iguales por las diferencias en el tamaño del maniquí, dispersión y cámaras utilizadas. Para unir ambos tramos ha sido necesario aplicar un offset hasta conseguir que la zona de solape en ambos tramos de PDD coincidiera, profundidades entre 6cm y 15 cm. Posteriormente se han normalizado al máximo.



Figura 1. Montajes experimentales para la medida del PDD a) entre 0 y 15 cm y b) entre 7 y 55 cm de profundidad.

RESULTADOS

En la Figura 2 se muestran los PDDs ajustados y normalizados para el campo de referencia 10x10 cm y campo de tratamiento 40x40 cm y colimador a 45°. Energía 10 MV.

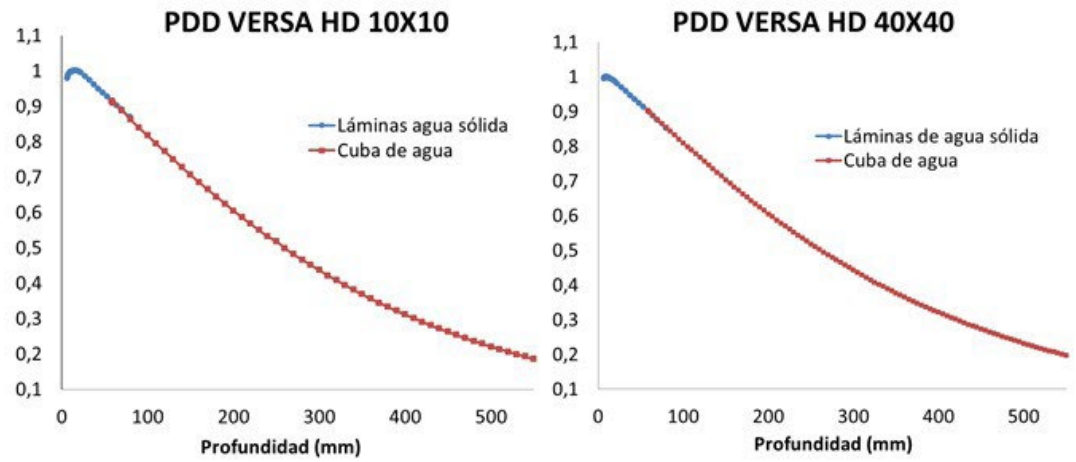


Figura 2. Curvas de PDDs. En color azul, las medidas con láminas de agua sólida y en color rojo con la cuba MP3.

CONCLUSIONES

Los valores obtenidos han sido enviados al equipo de comisionado de Elekta, obteniendo un modelo a distancia extendida con una coincidencia en gamma1D de 2mm-2% del 100% y 98,8% para los dos tamaños de campo. Concluimos que estos resultados validan la solución técnica descrita para obtener el PDD a distancia extendida y Gantry a 270°.

COMISIONADO DE LA TÉCNICA ICT EN MONACO. MONTAJE EXPERIMENTAL PARA LA MEDIDA DE DOSIMETRÍA ABSOLUTA

Martín Cascales, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Buades Forner, M. J. (1); Buades Forner, R. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca;

INTRODUCCIÓN

La Técnica de Irradiación Total Corporal en nuestro centro se realiza distancia extendida, SSD= 320 cm Partiendo de un modelo de Mónaco validado, son necesarias medidas complementarias de la dosimetría absoluta en un maniquí de agua a esta SSD.

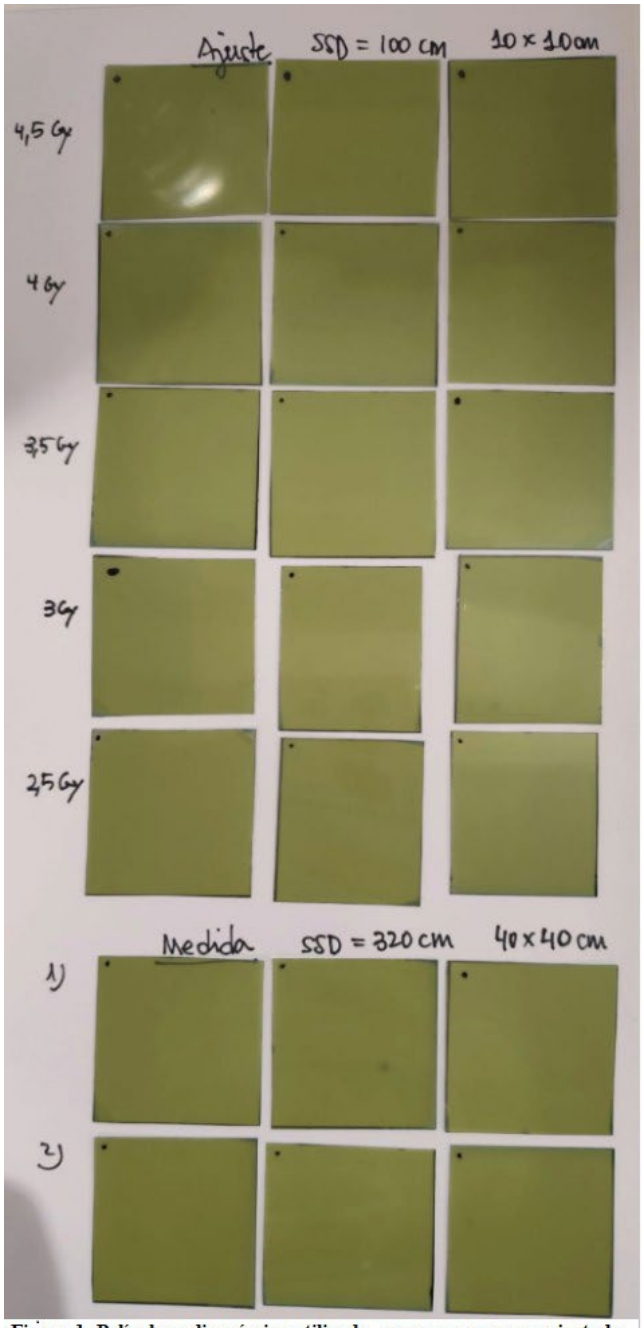
Nuestro factor de cámara para dosimetría absoluta está determinado en condiciones estándar (SSD=100 cm, campo 10 x 10 cm) y nos surgen dudas en cuanto a la validez de utilizarlo en nuestras condiciones de ICT. A SSD=320 cm un campo 40 x 40 sobrepasa el tamaño del maniquí, aumentando la contribución de las altas energías de la zona central del haz (efecto del filtro aplanador), pudiendo variar la calidad del haz, kQ,Q0 . Por otra parte, está el efecto del Spoiler, y la contribución de la radiación dispersada en las paredes.

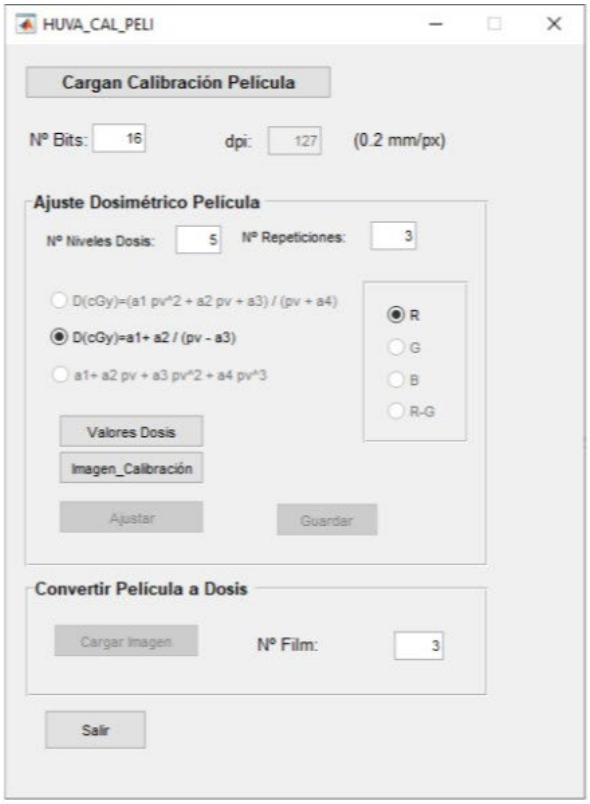
En estas condiciones no estándar, nos planteamos realizar medidas complementarias de dosimetría absoluta utilizando película radiocrómica, puesto que no dependen de la energía, y validar las medidas realizadas con cámara de ionización utilizando los factores de cámara obtenidos en condiciones estándar.

MATERIAL Y MÉTODOS

La película utilizada es EBT 3, su calibración se ha realizado utilizando un software propio que ajusta una curva a los valores de intensidad de canal Rojo y niveles de dosis administrados en condiciones estándar (SSD= 100cm, 10 x 10 cm). Tenemos estimado una exactitud en la medida dosimétrica en torno al 3% siguiendo ciertas recomendaciones: utilizar una única hoja de película para el ajuste de curva y la medida, utilizar 3 fragmentos de película por cada punto de dosis y utilizar valor mediano, mantener la misma orientación en todos los fragmentos de películas y colocarlos en el centro del escáner, repetir el escaneo 5 veces y utilizar la última (estabilización de la lámpara).

En la Figura 1 se muestra el ajuste de la curva de calibración de la película en condiciones de referencia.





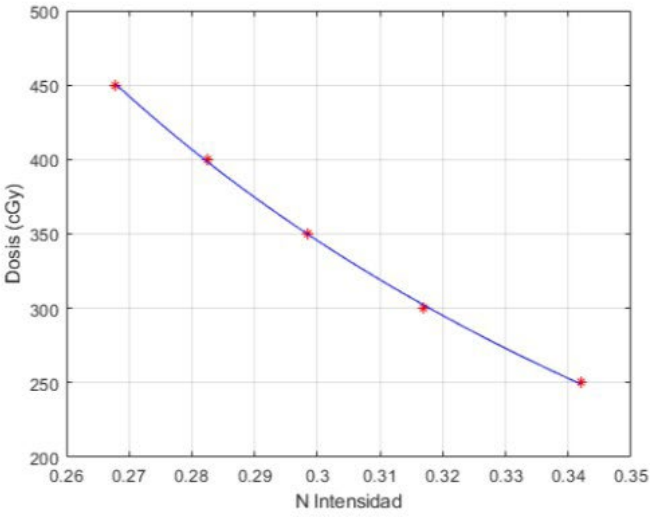


Figura 1. Película radiocrómica utilizada, programa y curva ajustada.

En la figura 2 se muestra el montaje experimental en condiciones ICT. Se ha usado la cuba PTW MP3-M, una cámara PTW-30013 tipo Farmer y el paquete de películas de medida. Las medidas se realizaron en las mismas condiciones de tratamiento, SSD = 320 cm al "spoiler" y a 10 cm de profundidad equivalente en agua (pared lateral de la cuba).

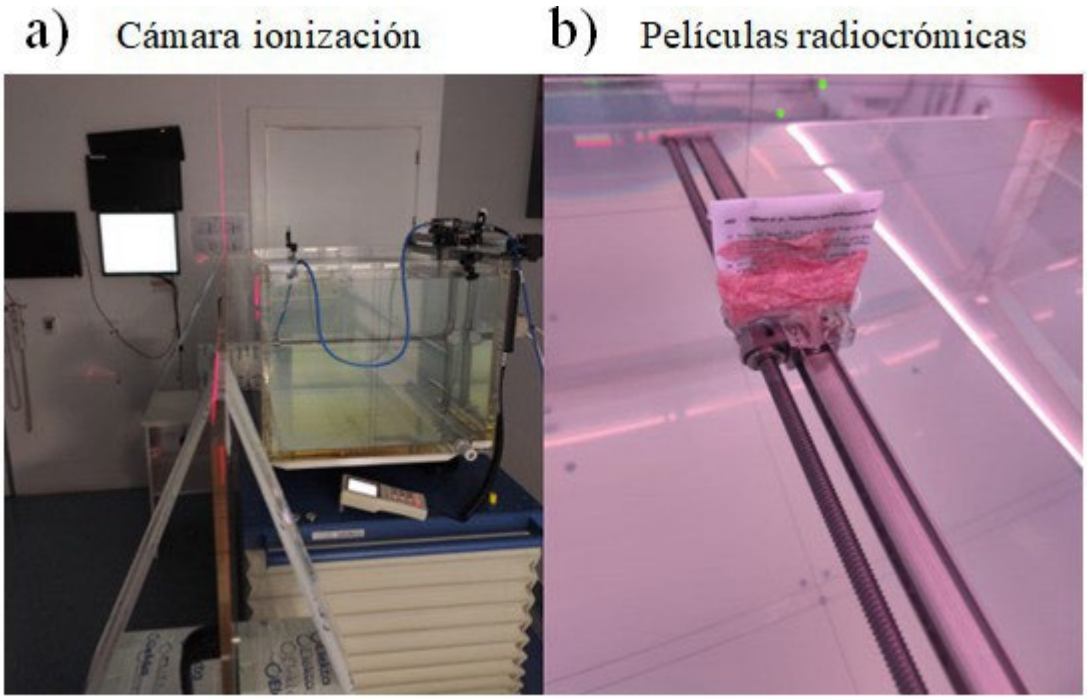


Figura 2. Montajes experimentales

Utilizando irradiaciones de 1000 UM y el factor de cámara en condiciones estándar, se obtuvo un factor de 0,0818 cGy/UM. Utilizando este valor se estimaron las unidades de monitor necesarias para irradiar la película con 3.5Gy y se administraron colocando las películas en las mismas condiciones que la cámara.

RESULTADOS

El valor de dosis obtenida con la película fue de 342 cGy, obteniendo factor de 0,0803 cGy/UM, lo que supone una desviación del 1,83 % respecto al valor obtenido con la cámara de ionización.

CONCLUSIONES

Hemos validado con un procedimiento de medida independiente basado en película que la dosimetría absoluta en nuestras condiciones de ICT puede realizarse utilizando el factor de cámara obtenido en condiciones de referencia. Hemos detectado errores relativos inferiores al 2.5 % entre ambos procedimientos.

ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE DISTINTOS SISTEMAS DE VERIFICACIÓN DE PACIENTES PARA TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA

Botella Faus, P. (1); Simon De Blas, R. (1); Roch González, M. (1); Obesso De Diego, A. (1); Paradela Diaz, G. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Gallego Molina, C. (1); Castro Tejero, P. (1)
(1) H.U LA PRINCESA

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radiocirugía esterotáxica (SRS) requieren de altas dosis por sesión en volúmenes pequeños. Debido a las características de este tipo de tratamientos, las matrices de detectores convencionales no son las convenientes para la verificación de los tratamientos. Se necesitará emplear unos detectores de radiación que se adecuen al tamaño del campo que se va a tratar.

El objetivo de este trabajo es comparar los resultados dosimétricos en términos del índice gamma de tres métodos para la verificación de tratamientos de radiocirugía esterotáxica (SRS), estudiando posibles correlaciones con la complejidad y el volumen de tratamiento.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se cuenta con un acelerador TrueBeam con colimador multiláminas HD 120 MLC y planificador Eclipse.

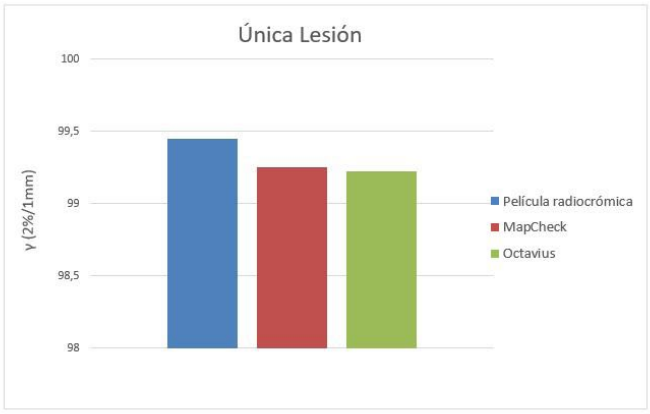
Los equipos empleados para evaluar las dosimetrías fueron: Maniquí Octavius 4D con matriz 1600 SRS, analizado con el software Radiochromic, cámara PinPoint3D y SRS MapCheck. Estos dos últimos utilizando el inserto adecuado en el maniquí StereoPhan. Adicionalmente se añade la película radiocrómica en algunos casos para validar las verificaciones, la utilizada es la EBTXD.

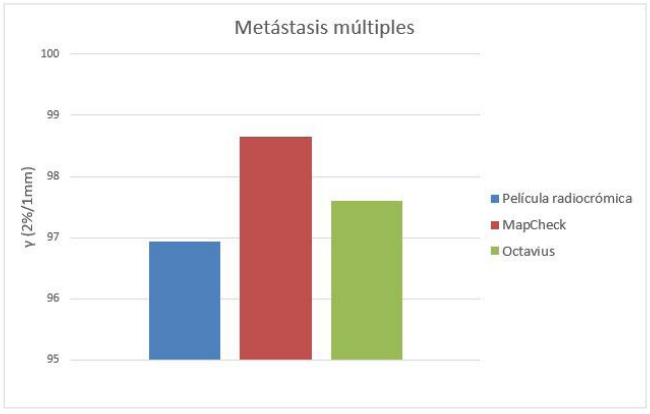
Se evalúa un total de diez pacientes de radiocirugía. Dentro del estudio se han incluido pacientes con una única lesión y polimetastásicos (hasta 5 lesiones). Se analiza el grado de coincidencia a partir del criterio gamma 2% /1mm [1]. También se analiza la dependencia de estos resultados con el volumen de la lesión y el índice de complejidad del plan.

RESULTADOS

En la TABLA 1 se presentan los resultados de las medidas para cada método de verificación.

		MAPCHECK	OCTAVIUS	PELICULA RADIOCRÓMICA	CÁMARA
Paciente	Nº Lesiones	2%/1mm	2%/1mm	2%/1mm	Dif (%)
1	2	98,00 98,50	97,60		-3,41 -2,39
2	1	100,00	98,80	99,30	-0,75
3	2	99,70 99,20	96,50	99,70	-0,97 -2,51
4	2	97,90	99,60	94,80	-0,51 -2,12
5	1	98,60	98,20		-0,37
6	5	98,90 100,00 97,40 98,60	97,10	98,80 96,70	-3,57
7	3	99,10 97,00 98,50	96,60	95,40	-4,35
8	1	98,40	99,90	99,60	-0,19
9	1	100,00	100,00		0,18
10	3	99,70 98,50	98,20	96,20	





DISCUSIÓN

Se han obtenido unos resultados coherentes entre los sistemas de medida empleados. El test gamma 2% /1mm supera el 96% en todos los casos. Para lesiones únicas se observan unos resultados ligeramente mejores para el SRS MapCheck que para el Octavius, siendo la medida más acorde con el planificador la realizada con la película radiocrómica.

En el caso de lesiones múltiples se obtienen mejores resultados con el MapCheck siendo estos superiores al 98%. No se observa dependencia con el volumen de la lesión ni con la complejidad del plan en ninguno de los detectores.

CONCLUSIONES

Todos los sistemas analizados son capaces de llevar a cabo un tratamiento preciso.

A la hora de elegir el equipo de medida óptimo para la verificación de cada tratamiento se debe tener en cuenta tanto la precisión de la medida como la practicidad de la misma.

Se decide utilizar el detector MapCheck para el caso de lesiones únicas, ya que la película radiocrómica, a pesar de ser con la que mejor resultado se ha obtenido, es la menos práctica.

Para lesiones múltiples se decide emplear el detector Octavius por su tamaño, ya que así se maximiza el número de lesiones medidas a la vez.

BIBLIOGRAFÍA

[1] Miften, Moyed, et al. "Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218." Medical physics 45.4 (2018): e53-e83.

COMPARATIVA DE MEDIDAS DE FACTORES DE CAMPO EN EL SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA ZAP-X

Aguilar Redondo, P. B. (1); Pascual Martín, E. (1); Trinidad Mora, M. L. (1); Sallabanda Hajro, M. (1); Dias, V. (2); Rodrigues, C. (2); Delgado, J. M. (2)

(1) Instituto de Radiocirugía Avanzada; (2) Instituto de Radiocirugia Avanzada / Mercurius Health

INTRODUCCIÓN/PROPÓSITO/OBJETIVOS

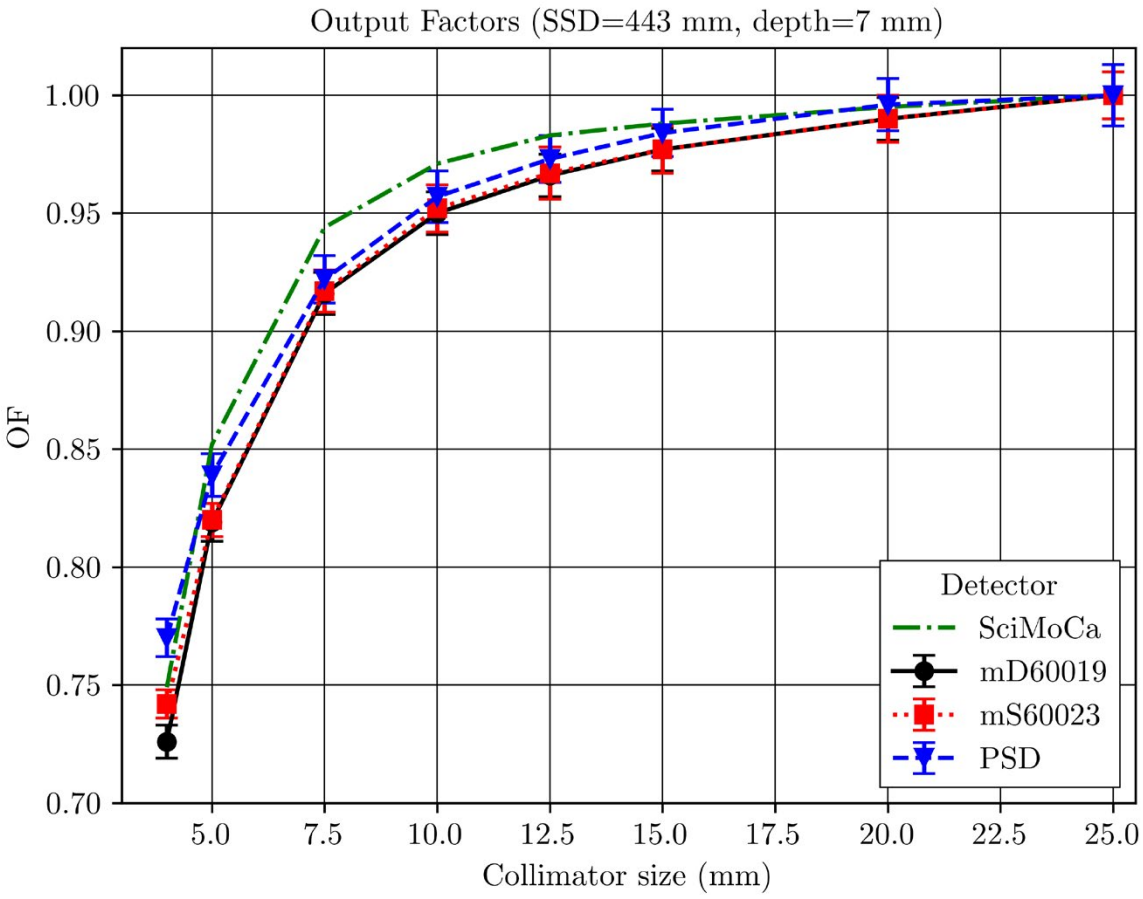
El propósito de este trabajo es comparar las medidas de factores de campo (output factors, OF) realizadas en el sistema de radiocirugía giroscópica ZAP-X empleando los diferentes detectores disponibles en el Instituto de Radiocirugía Avanzada (IRCA) durante la puesta en marcha del equipo.

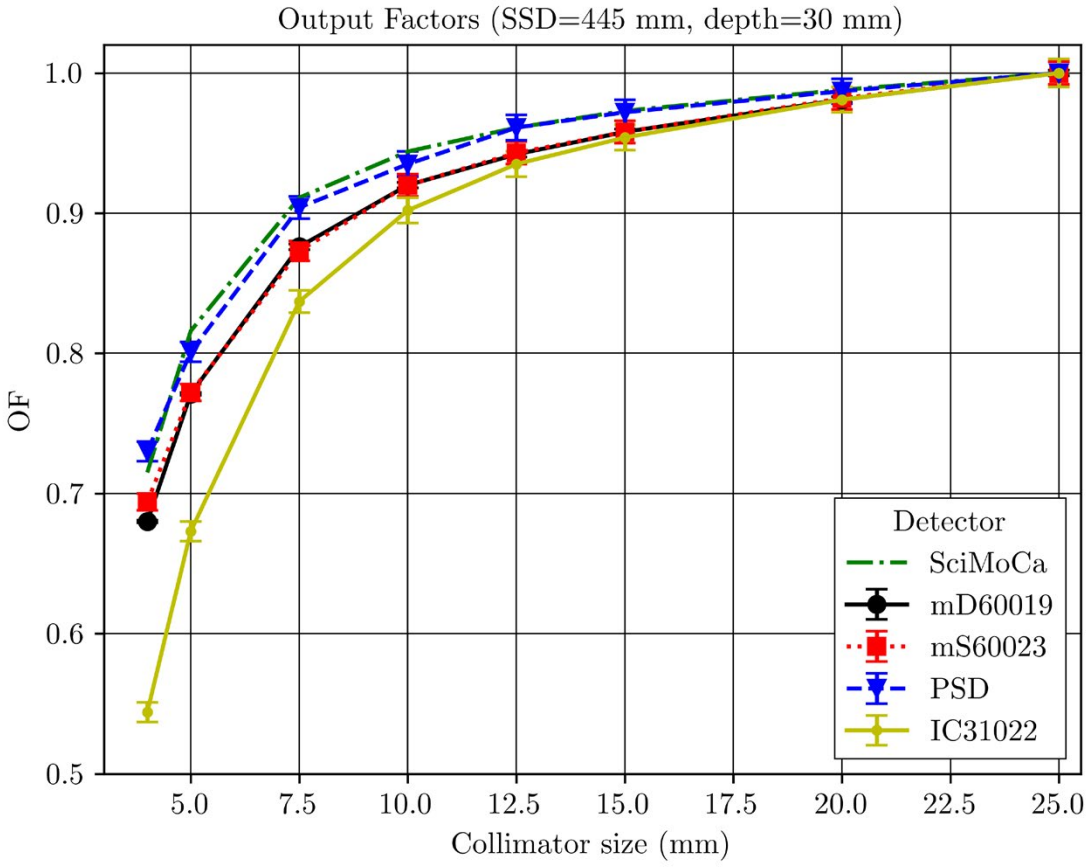
MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema de radiocirugía giroscópica ZAP-X incorpora un total de 8 colimadores circulares (4.0 mm, 5.0 mm, 7.5 mm, 10.0 mm, 12.5 mm, 15.0 mm, 20.0 mm, 25.0 mm) en un único carrusel cuyo eje de rotación es perpendicular al haz y cuya salida se encuentra una distancia de 280 mm del isocentro. Dispone de una energía de 3 MV sin filtro aplanador y una distancia fuente-isocentro de 450 mm. Para las medidas se empleó un detector de diamante sintético microDiamond 60019, un detector de silicio microSilicon 60023, y un detector de centello (Plastic Scintillator Detector, PSD) BluePhysics Model 11. Cada detector se centró en el haz de radiación a la profundidad de medida para cada colimador empleando una cuba MP3-XS. Todas las medidas se realizaron en agua siguiendo el protocolo de adquisición de datos indicado por el fabricante del equipo, a una distancia fuente-superficie (SSD) de 443 mm y 7 mm de profundidad, y necesarias para obtener los datos de entrada para la puesta en marcha del sistema de planificación o TPS (Therapy Planning System) propio de ZAP-X. Adicionalmente, se realizaron medidas con todos los detectores a una SSD de 450 y 30 mm de profundidad, con cámara de ionización IC31022, buscando una región en profundidad de mayor estabilidad. Se comparan los resultados con los datos proporcionados por el sistema de cálculo independiente por Monte Carlo SciMoCa™, empleado en la práctiva clínica para la verificación de cada plan de tratamiento realizado en el TPS.

RESULTADOS/DISCUSIÓN

La medida de los factores de campo en ZAP-X con exactitud y precisión es compleja y presenta dificultades asociadas a las características intrínsecas del equipo (reducido tamaño de los colimadores, forma del haz sin filtro aplanador, etc.) y a la complejidad del montaje experimental para realizar las medidas. A excepción del colimador de menor diámetro, en el que se obtuvo una diferencia máxima del 2.2 %, se observa un comportamiento similar para los detectores mD60019 y mS60023 en las dos condiciones de media (figuras 1 y 2).


Output Factors (SSD=443 mm, depth=7 mm)
OF
Collimator size (mm)
Detector
SciMoCa
mD60019
mS60023
PSD


Output Factors (SSD=445 mm, depth=30 mm)
OF
Collimator size (mm)
Detector
SciMoCa
mD60019
mS60023
PSD
IC31022

CONCLUSIÓN

Se han obtenido diferencias significativas entre los diferentes detectores para los colimadores de menor diámetro. Además, las medidas sugieren que la cámara de ionización IC31022 no es apropiada para los colimadores de menor diámetro, siendo la señal obtenida inferior a lo esperado, lo que indica un efecto parcial de volumen. Se observa un buen acuerdo entre el detector PSD y SciMoCa, particularmente a la profundidad de 30 mm, indicando que este tipo de detectores pueden ser apropiados para la dosimetría de campos pequeños debido a su reducido volumen y su material equivalente a agua.

CARACTERIZACIÓN DE CAMPOS PEQUEÑOS USANDO CENTELLEADORES

Liñán Rodriguez, P. M. (1); Gonzalez Gonzalez, V. (2); Sanchez Rubio, P. (1); Orive Escalada, J. (1); Alejo Luque, L. (3); Lopez Romero, A. (4); Rodriguez Romero, R. (1); Martinez Ortega, J. (1)

(1) H. Universitario Puerta de Hierro; (2) Instituto Valenciano de Oncologia; (3) H. Universitario Gregorio Marañón; (4) Hospital Universitario de Guadalajara

INTRODUCCIÓN

Con el avance de las técnicas dosimétricas altamente conformadas, como la radiocirugía estereotáctica, la precisión dosimétrica de los campos pequeños es crítica. Los detectores de centelleo han demostrado ser herramientas prometedoras para la caracterización de estos campos. El objetivo de este estudio es determinar los factores de salida (OF) para tamaños de campo inferiores a 4x4 cm^2.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se comprararon los OF de dos acelerados Truebeam: uno con MLC-HD-120 (Truebeam1) y otro con MLC120(Truebeam2). Los OF, definidos para las mandíbulas, se determinaron utilizando el método de campo intermedio para 6FFF y 6WFF, a una profundidad de 10cm, utilizando el centelleador Exradin W2 (Standard-Imaging) 1x1mm(0.0008cm^3) y 1x3mm(0.0024cm^3) en BeamScan(PTW). Los factores Cherenkov y la ganancia se obtuvieron con un campo de referencia de 10x10cm^2[1].

Se incluyeron dos conjuntos de medidas en Truebeam2 para campos menores de 1x1 cm^2. Partiendo desde la configuración de mandíbulas totalmente retraídas (40x40cm2) ajustándose al tamaño del campo objetivo: Configuración positiva. La segunda serie comenzaron con las mordazas definidas para un campo 0,5×0,5cm^2, ajustándose al tamaño seleccionado: configuración negativa.

Los resultados se compararon con los valores de OF obtenidos utilizando el diodo E-60017(PTW).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para tamaños de campo inferiores a 2x2cm^2, fue necesario medir en cada una de las configuraciones debido a que la histéresis en el posicionamiento de las mordazas modifica las medidas hasta en un 2%(Tabla1).

Los OF medidos utilizando centelleadores y diodos para el haz 6WFF y 6FFF muestran diferencias <2% para tamaños de campo ≥0,8×0,8cm^2, excepto para el campo 4x4 donde se observaron discrepancias del 4% y 6% para el centelleador 1x1 y 1x3, respectivamente. Concretamente para 0,6×0,6 cm^2, estas diferencias aumentan hasta el 7% para el centelleador 1x3.

La desviación máxima en OF entre los dos aceleradores se encontró en 5,5% para el diodo y 7,4% para el centelleador, específicamente para el campo de 0,6x0,6cm^2 en 6FFF(Tabla1). Tanto para 6WFF como para 6FFF, las desviaciones disminuyen a medida que aumenta el tamaño de campo, oscilando entre el 4% y el 0,2% para el diodo y entre el 1,6% y el 0,12% para el centelleador.

Las medidas en los centelleadores a 6 MV concuerdan bien con los resultados MonteCarlo para tamaños de campo ≤1x1cm^2 son <1%[2], aunque las mediciones del campo de 0,8x0,8cm^2 difieren en un 6%.

El posicionamiento del detector es fundamental cuando se miden campos pequeños. La diferencia entre el centelleador y el diodo se debe al centrado, ya que su pequeño volumen requiere una precisión máxima en su colocación.

	OF 6FFF para Truebeam1 y 2					
	Diodo E 60017		Centelleador W2 1x1		Centelleador W2 1x3	
S nominal	Truebeam1	Truebeam2	Truebeam1	Truebeam2	Truebeam1	Truebeam2
0,6 x 0,6	0,582	0,55	0,522	0,547; + 0,537; -	0,553	0,516; + 0,509; -
0,8 x 0,8	0,667	0,636	0,647	0,653; + 0,646; -	0,659	0,641; + 0,635; -
1 x 1	0,714	0,695	0,711	0,707; + 0,705; -	0,716	0,706; + 0,701; -
2 x 2	0,805	0,798	0,808	0,805	0,812	0,807
3 x 3	0,846	0,841	0,848	0,845	0,850	0,846
4 x 4	0,880	0,875	0,880	0,876	0,880	0,877

	OF 6WFF para Truebeam1 y 2					
	Diodo E 60017		Centelleador W2 1x1		Centelleador W2 1x3	
S nominal	Truebeam1	Truebeam2	Truebeam1	Truebeam2	Truebeam1	Truebeam2
0,6 x 0,6	-	-	-	0,510; + 0,502; -	-	0,494; + 0,486; -
0,8 x 0,8	-	-	-	0,622; + 0,613; -	-	0,627; + 0,617; -
1 x 1	0,698	0,681	0,667	0,684; + 0,679	0,694	0,695; + 0,688
2 x 2	0,793	0,789	0,794	0,790	0,796	0,806
3 x 3	0,832	0,819	0,834	0,831	0,833	0,846
4 x 4	0,865	0,826	0,865	0,864	0,865	0,877

Tabla 1: OF para cada energía y acelerador, identificando la configuración positiva como "+" y negativa como "-"

CONCLUSIÓN

Las medidas de campos pequeños mediante centelleadores son adecuadas debido a sus reducidas dimensiones.

REFERENCIAS

PMCID:PMC9359019.

DOI:10.1017/S1460396920000114

MEDIDA EXPERIMENTAL DE LA DOSIS EN AGUA DW Y EN MEDIO DM EN DIFERENTES MANIQUÍS PLÁSTICOS COMPARADA CON EL CÁLCULO CON DIFERENTES ALGORITMOS

Bea Gilabert, J. (1); Vicedo Gonzalez, M. A. (1); García Hernández, M. T. (1); Quiros Higueras, J. D. (2); Bonaque Alandí, J. (2); Rovira Escutia, J. J. (1); Granero Cabañero, D. (1); Gomez Pardos, R. (1); Planes Meseguer, D. (1); García Mollá, R. (1); Santos Serra, A. (2)
(1) Consorcio Hospital General Universitario de Valencia; (2) Consorcio Hospital Provincial Castellon;

INTRODUCCIÓN

La verificación de los tratamientos de VMAT precisa la calibración de la matriz de detectores insertada en un medio plástico diferente del agua respecto a un patrón de referencia de dosis, que puede ser determinada en agua (Dw) o en medio (Dm), presentando diferentes dificultades: (a) variabilidad de la densidad y composición de los plásticos (b) diferentes formalismos para la medida

experimental de Dw en un maniquí plástico (Dm,w) (c) dificultad de calibración de Dm debido a la dependencia de protocolos basados en agua y (d) diversas aproximaciones contempladas por los algoritmos de cálculo de los RTPS para calcular Dm. El objetivo es realizar un estudio sistemático comparando diferentes medios y algoritmos e identificar la existencia de sesgos sistemáticos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se han utilizado haces 6MV, 6FFF, 10MV, 10FFF de aceleradores Elekta Versa y Varian TrueBeam. Se mide la dosis de calibración para un campo 10x10cm2 en los maniquís cilíndricos PTW Octavius (poliestireno RW3, dm=16cm) y SunNuclear Archeck (PMMA, dm=13.3cm) insertando en su eje cámaras Farmer PTW 30010 y 30013, IBA FC- G65 y FC-P65 posicionadas en el isocentro, así como en agua para dw=10cm, 13.3cm, 16cm. La dosis a otras profundidades equivalentes $dw = dm/cdot/rho_{m,e}//rho_{w,e}$ se obtiene utilizando TMR experimental.

Dw se calcula con los RTPS Monaco (XVMC, CC), RayStation (CC) y Eclipse (AXB, AAA) considerando el plástico como agua sólida densa rme/rwe. Dm se calcula con Monaco (XVMC, CC) y Eclipse (AXB). Dm,w se puede obtener a partir de Dm (a) mediante stopping powers, (b) aplicando además una corrección fluencia (Andreo Phys.Med.Biol. 60 2015), (c) mediante los coeficientes de atenuación másico, valores obtenidos en NIST Standard Reference Database

Experimentalmente, Dw puede medirse en un maniquí de agua a la profundidad equivalente dw corrigiendo por el algoritmo ETAR, y en los maniquíes plásticos siguiendo los formalismos (a) Seuntjens Med.Phys. 32 2005 (b) Ma Phys.Med.Biol. 49 2004. Dm se mide en el maniquí, donde $N_{D,m}^{Q}$ se determina aplicando un factor de conversión $k_{Qw,m}$ siguiendo Araki Phys.Med.Biol. 57 2012.

Se ha estudiado también la influencia de las variaciones de densidad del material plástico, contrastando la densidad másica r del fabricante con la medida a partir de insertos del mismo material.

RESULTADOS

Dw es correctamente estimado en agua densa por todos los algoritmos (D<1%). CC, AAA, calculan Dw en plástico (D<2%). Los valores kQw,m son consistentes para diferentes cámaras. Los cálculos Dm^{PMMA} son correctos (D<1% con AXB, XVMC), $Dm^{POLIESTIRENO}$ es correcto para AXB (D<1%) pero existen grandes diferencias en XVMC. Dm,w presenta idéntico comportamiento a Dm. Se ha evaluado el efecto de r experimental pero no mejora los resultados.

DISCUSIÓN

Existen diferencias en Dm en poliestireno calculado por Monaco debido a la diferencia de sus stopping powers respecto a los calculados en NIST.

CONCLUSIONES

Las dosis Dm y Dw calculada debe ser evaluada utilizando maniquíes plásticos, siendo necesario conocer con precisión su composición y densidad. Sería recomendable disponer de unos factores $k_{Qw,m}$ de conversión agua medio para cada plástico complementarios a $k_{Q,Qo}$ implementados en TRS398.

IMPLEMENTACIÓN DEL TEST WINSTON-LUTZ EN DOS ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES

Sasián Cagigas, R. (1); García Reyes, M. (1); García León, J. L. (1)
(1) Hospital de Jerez

INTRODUCCIÓN

El isocentro de radiación de un acelerador lineal consiste en el elipsoide definido por la intersección del eje de radiación en todas las orientaciones de gantry y colimador, y su extensión puede caracterizarse por su diámetro máximo. Este parámetro no se contempla en los sistemas de planificación y resulta fundamental en la precisión de administración del tratamiento.

El test de Winston-Lutz permite, a través de múltiples imágenes planares obtenidas con el EPID, y un programa de análisis adecuado, la determinación de dicho diámetro. Siguiendo las recomendaciones [1], en los centros en los que estén extendidas las técnicas de SBRT y SRS, se debe realizar esta verificación con una frecuencia al menos semanal.

MATERIAL Y MÉTODOS

El test Winston-Lutz se ha implementado en dos aceleradores Varian TrueBeam (Millennium 120 MLC y HD 120 MLC) del Hospital de Jerez, empleando el maniquí Ruby de PTW con el inserto Linac QA, así como la red de registro y verificación Aria. Combinando

diferentes angulaciones de gantry, colimador y mesa, se han disparado un total de 8 campos para la prueba semanal y de 22 para la mensual, todos ellos con 10 UM, energía 6xFFF y campos de 3cm x 3 cm conformados por MLC, de forma que se reproducen condiciones aproximadas a las clínicas. Las imágenes de MV obtenidas se han analizado a través de la librería Pylinac, dentro del entorno de programación Python.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Del análisis realizado se han obtenido los diámetros del isocentro combinado de gantry y colimador, y del isocentro de la mesa, con frecuencia semanal, y los diámetros de los isocentros de gantry y colimador, con frecuencia mensual. Tras 25 semanas de estudio, se ha observado que el tamaño de dichos isocentros se mantiene por debajo de 1 mm en los dos aceleradores lineales estudiados. La FIGURA 1 muestra la constancia en el tiempo de los diámetros mencionados previamente para el acelerador TrueBeam Millennium 120, izquierda, y TrueBeam HD 120 MLC, derecha.

Comparando los resultados obtenidos con los test denominados de estrella con películas radiocrómicas que se realizaban previamente al test Winston-Lutz, se deduce una consistencia entre ambos métodos, destacando este último por una mayor rapidez y precisión en su realización.

CONCLUSIONES

La metodología implementada para la realización del test Winston-Lutz permite obtener resultados del diámetro del elipsoide del isocentro inferiores a 1 mm, resultados inferiores a los 2 mm recomendados en [1] y siendo además constantes en el tiempo estudiado.

BIBLIOGRAFÍA

F. L. VALVERDE ET AL. REV FIS MED 2024;25(1) 77-122 GUÍA PARA EL CONTROL DE CALIDAD Y SEGURIDAD EN ACELERADORES LINEALES DE USO CLÍNICO.

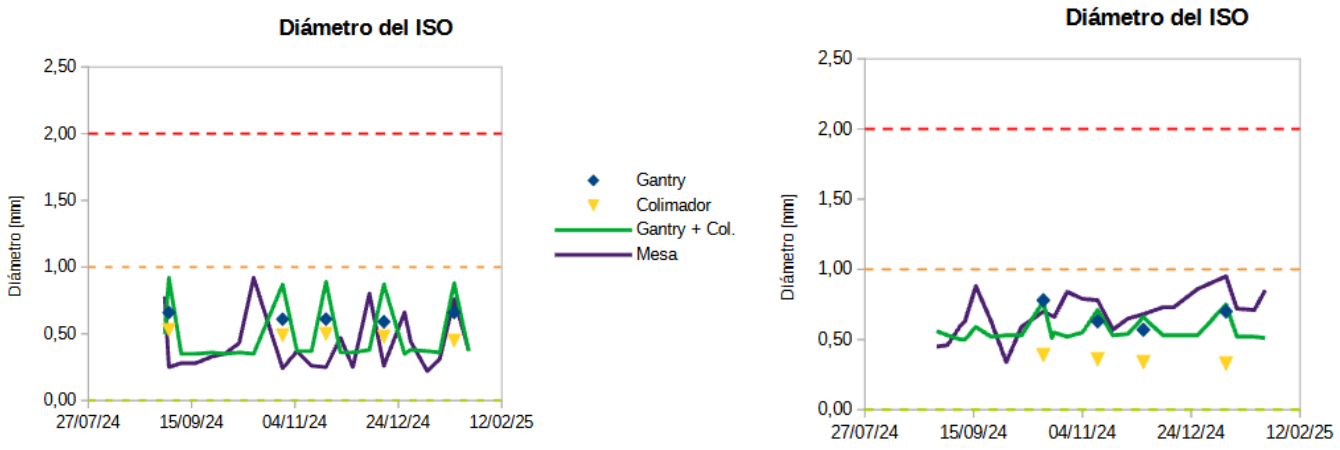


Figura 1. Diámetros de los isocentros de gantry, colimador y mesa, y combinados gantry + colimador para el TrueBeam Millennium 120, izquierda, y TrueBeam HD 120 MLC, derecha.

MODELADO DEL MLC EN UN TRUEBEAM STX PARA RADIOCIRUGÍA

Simon De Blas, R. (1); Roch Gonzalez, M. (1); Paradela Diaz, G. (1); Obesso De Diego, A. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Castro Tejero, P. (1); Botella Faus, P. (1); Gallego Molina, C. (1)
(1) HU La Princesa

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de SBRT y radiocirugía (SRS) donde los campos de tratamiento son pequeños y complejos, el modelado del colimador multiláminas (MLC) es crucial para que haya correspondencia entre la dosis del planificador y la respuesta del acelerador. Los parámetros que definen el MLC son su transmisión, el espaciado efectivo entre extremos de láminas (dlg) y el

efecto del machihembrado. En Eclipse v16.2 el machihembrado se modela a través de unos parámetros internos no configurables, con lo que solo disponemos de la transmisión y el dlg para la caracterización del MLC.

MATERIAL Y MÉTODOS

El MLC de un Truebeam STx HD120 fue configurado siguiendo la metodología de Saez J y cols1, obteniendo para 6FFF un dlg de 0.9, válido para la mayoría de los planes de tratamiento de nuestro centro.

En la puesta en marcha de la técnica de SRS, se valoró este valor de dlg, no siendo óptimo en todos los casos, y se probó a reducirlo a 0.4. Se verificaron con el maniquí Stereophan y SRSMapcheck 4 pacientes de SRS de una metástasis y 5 pacientes con metástasis múltiples calculados con dlg de 0.9 y 0.4, analizando el criterio gamma 2%/1mm de los puntos que superan el 10% de la dosis. En algunos casos además, se midió la dosis absoluta en el centro del PTV con cámara de ionización PinPoint 3D TM31022. También se valoraron ambos dlg en 10 planes de tratamiento de SBRT.

RESULTADOS

			Cámara ionización diferencia dosis PTV		Mapcheck 2%/1mm	
	Paciente	Volumen	DLG 0,9	DLG 0,4	DLG 0,9	DLG 0,4
MTS única	1		-0.75%	0.08%	100.0%	99.7%
	2		-0.37%	0.46%	98.6%	98.8%
	3		-0.19%	1.20%	98.4%	99.4%
	4		0.18%	1.58%	100.0%	100.0%
MTS múltiples	1	PTV1	-4.60%	-3.40%	97.1%	98.0%
		PTV2	-4.10%	-2.40%	97.0%	98.5%
	2	PTV1	-2.10%	-0.97%	99.1%	95.7%
		PTV2	-6.00%	-2.51%	99.2%	99.2%
		PTV3	-3.00%	-0.51%	95.3%	97.9%
		PTV4	-5.50%	-2.12%		
	3	PTV1			96.0%	98.9%
		PTV2			99.5%	100.0%
		PTV3			96.6%	97.4%
		PTV4			98.4%	98.6%
	4	PTV1			97.3%	99.1%
		PTV2			87.1%	97.0%
		PTV3			97.1%	98.5%
	5	PTV1			93.8%	99.7%
		PTV2			90.8%	98.5%

TABLA 1. Resultados de la verificación de tratamientos de SRS de metástasis única y múltiples con Mapcheck y cámara de ionización con dlg 0.9 y 0.4

	Cámara ionización diferencia dosis PTV		Mapcheck 2%/1mm	
Paciente	DLG 0,9	DLG 0,4	DLG 0,9	DLG 0,4
1	1.6%	4.4%	98.10%	97.50%
2	0.2%	1.9%	95.30%	93.50%
3	0.2%	1.6%	99.90%	93.60%
4	0.2%	1.2%	100.00%	95.90%
5	0.2%	3.0%	99.30%	87.60%
6			93.30%	64.00%
7			98.00%	95.70%
8			99.90%	97.70%
9			99.80%	97.30%
10			99.80%	99.80%

TABLA 2. Resultados de la verificación de tratamientos de SBRT con Mapcheck y cámara de ionización en tratamientos de SBRT con dlg de 0.9 y 0.4.

DISCUSIÓN

Para tratamientos de SRS de metástasis únicas se obtienen mejores resultados con dlg de 0.9 con ambos sistemas de medida, sin embargo, en el caso de metástasis múltiples, el dlg de 0.4 obtiene una mejor correspondencia entre lo planificado y lo medido. Esto puede ser debido a que en los tratamientos de metástasis múltiples con un único isocentro, entran en juego las láminas más alejadas, las cuales son más grandes, y por tanto su dlg y el efecto del machihembrado es distinto de las láminas centrales.

Un dlg de 0.4 para metástasis únicas también da resultados aceptables, pero no así en tratamientos de SBRT, donde hay un empeoramiento claro de los resultados de la verificación.

CONCLUSIONES

El parámetro del dlg que define el modelado del MLC del Truebeam STx no es único para todos los tratamientos, siendo 0.9 el ideal para la mayor parte de los tratamientos, pero para aquellos donde intervienen láminas más alejadas bajarlo a 0.4 hace que haya una mejor correspondencia entre lo medido y lo planificado. Se crean por tanto dos modelos para el cálculo de dosis volumétrica, cada uno con un valor de dlg distinto.

IMPLEMENTACIÓN Y VERIFICACIÓN DEL NUEVO MODELADO DE MLC (ELM) DE ECLIPSE

Pizarro Trigo, F. (1); Martin Albina, M. L. (2); Ronda Peñacoba, S. (2); Nuñez Martínez, L. M. (1); Jiménez Vegas, D. (1); Sánchez Jiménez, J. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Cepas Arroyo, T. (1); Crespo Mesa, M. S. (1); Pérez Urbón, I. (1); Zaballos Carrera, S. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de Burgos; (2) Hospital Universitario de Burgos

INTRODUCCIÓN

La actualización del planificador Eclipse de Varian a la versión 18 presenta un cambio significativo con la introducción de un nuevo modelado del sistema de colimación multiláminas (MLC), ELM (Enhanced Leaf Model). En este trabajo se presentan los resultados de la verificación de nuestro modelado según las medidas propuestas en el artículo de Ann Van Esch y cols1.

MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro servicio disponemos de dos aceleradores Varian Clinac DHX, uno con MLC Millenium 120 y el otro con MLC HD120. Se hacen medidas para la verificación de ambos sistemas MLC.

En el planificador Eclipse se crean los campos propuestos en el artículo antes indicado. Dichos campos permiten evaluar distintos aspectos del modelado del MLC. En primer lugar se evalúa la transmisión, realizando la medida con la matriz Octavius 1500 (PTW, Freiburg) y verificando la dosis en un punto con la cámara Farmer 0,6 cm^3 (30013) (PTW, Freiburg). El segundo campo, denominado en el artículo, “Static Wallpaper”, evalúa el modelado de la punta de las láminas en las uniones de campos tipo

"Field-in-field". El tercero de los campos, "Static narrow MLC strips", cuatro campos estáticos de 3 mm de espesor situados en el eje y en 3 posiciones distintas fuera de eje, permiten también evaluar el modelado de la punta de las láminas. En cuarto y último lugar, se evalúa el modelado para campos dinámicos, denominados "Dynamic Zebra Crosswalk", 4 campos dinámicos de 2 cm de anchura en el eje y en 3 posiciones fuera de eje. Las medidas de los apartados segundo a cuarto se realizan con la matriz Octavius 1600 (PTW, Freiburg). Las medidas de verificación de dosis absoluta en puntos se realiza con la cámara SemiFlex 0,125 cm^3 (31010) (PTW, Freiburg) en "Static Wallpaper" y con PinPoint3D (31015) (PTW, Freiburg) en "Dynamic Zebra Crosswalk". Todas las medidas se realizan con el maniquí equivalente a agua RW3 (PTW, Freiburg).

RESULTADOS

En las siguientes gráficas se muestran los resultados que nos parecen más significativos:

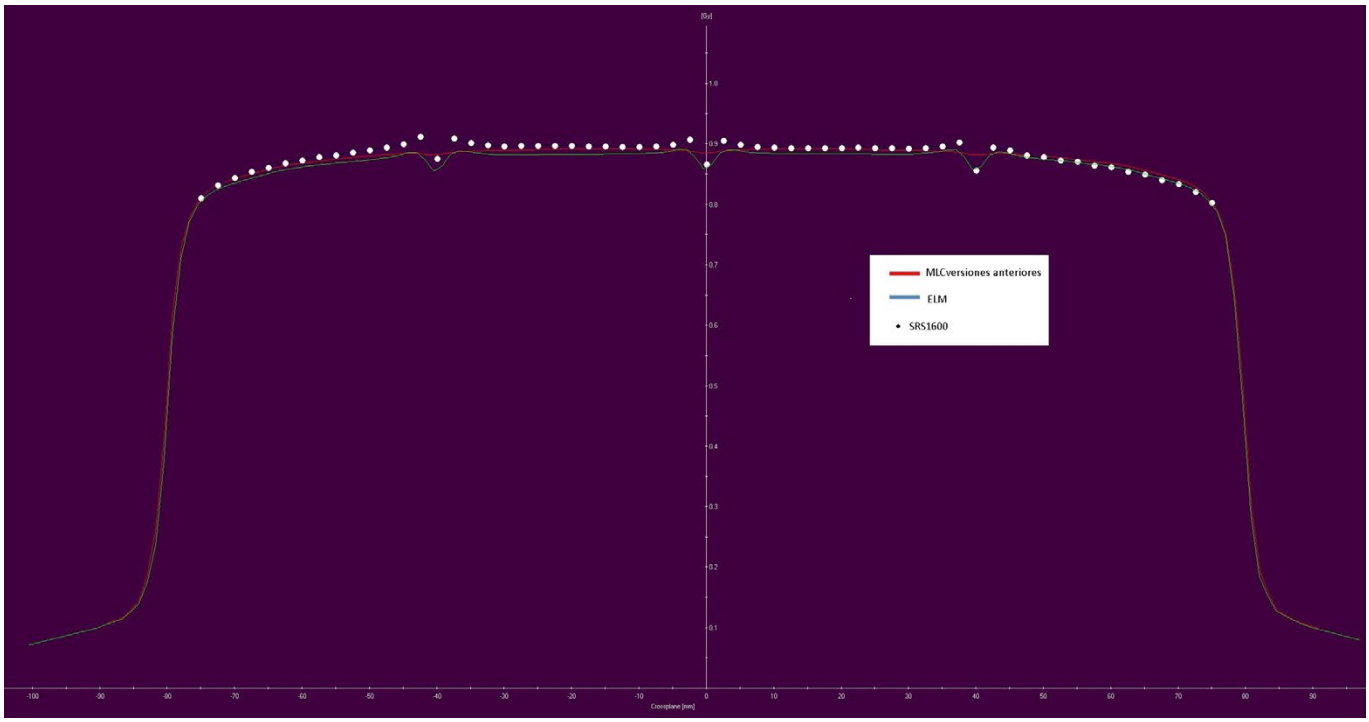


Fig.1. "Static Wallpaper"

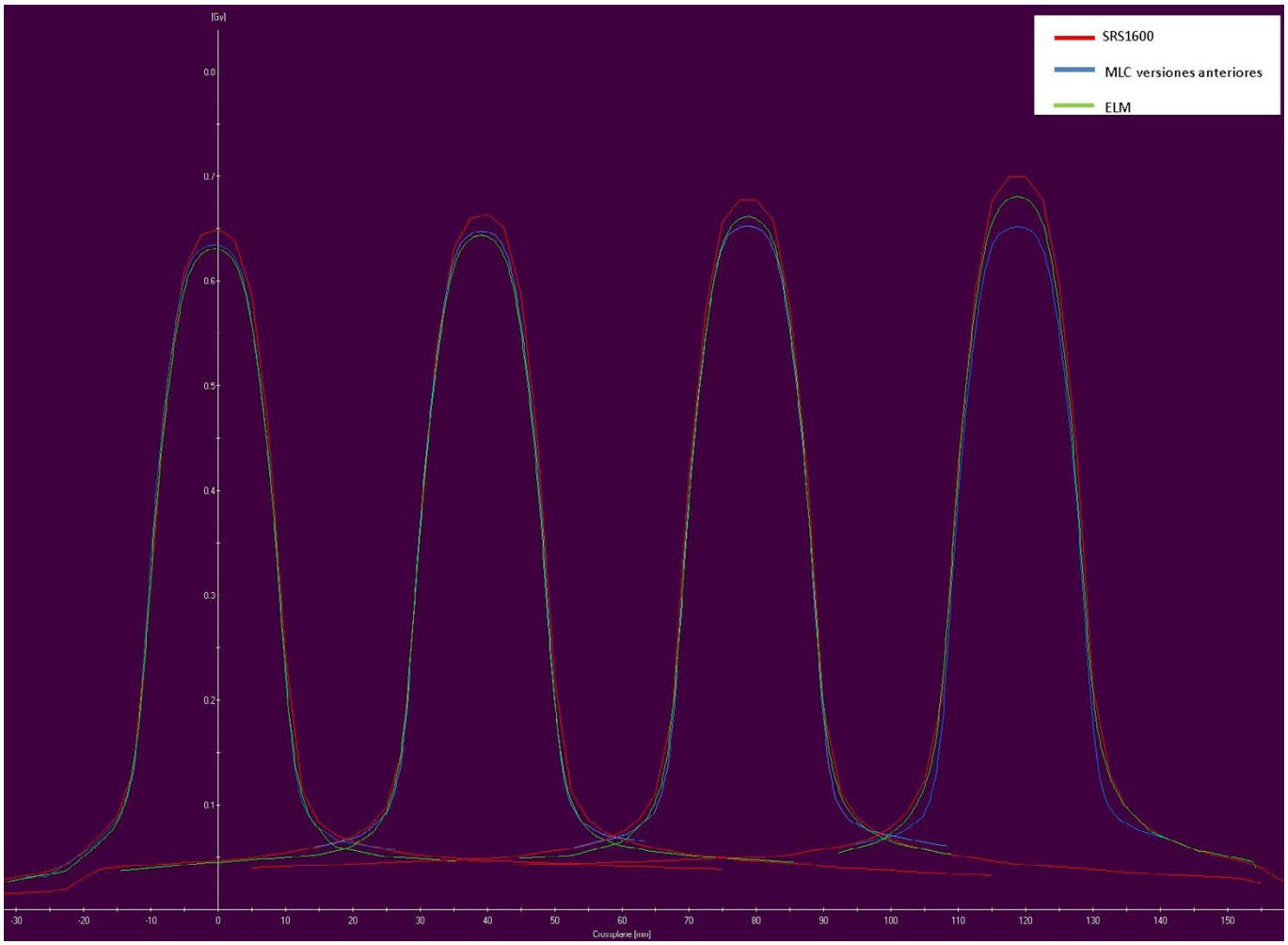


Fig.2. “Dynamic Zebra Crosswalk”

DISCUSIÓN

Nuestro actual modelado del nuevo ELM reproduce correctamente las medidas para campos grandes estáticos de tipo “Field-in-Field” pero no es suficiente para reproducir las medidas de campos dinámicos pequeños y fuera de eje.

CONCLUSIONES

Es necesario investigar un ajuste más fino de los parámetros de modelado del nuevo ELM para conseguir un mejor acuerdo con las medidas de campos dinámicos pequeños, tal y como se muestra en el artículo referido.

Se plantea realizar simulaciones Monte Carlo que arrojen algo de luz sobre esta discrepancia y nos ayuden a concretar dónde realizar dicho ajuste fino.

REFERENCIAS

Van Esch, A., Kulmala, A., Rochford, R., Kauppinen, J., & Harju, A. (2022). Testing of an enhanced leaf model for improved dose calculation in a commercial treatment planning system. Medical Physics, 49(12), 7754–7765. https://doi.org/10.1002/mp.16019

ESTABLECIMIENTO DE UNA GRÁFICA DE CONTROL ESTADÍSTICO DE LA ENERGÍA DE HACES DE FOTONES UTILIZANDO LA MEDIDA DE HOMOGENEIDAD DE LAS DIAGONALES DEL CAMPO OBTENIDAS CON UN ARRAY DE DETECTORES

Fernández Sánchez, T. (1); Martínez Cobo, R. (1)
(1) Hospital Universitario Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

La s planitud del haz puede predecir una variación en el espectro de la energía del haz y es más sensible a cambios en la calidad del haz que los rendimientos en profundidad. A pesar de su utilidad, la tolerancia para este parámetro no está establecida en protocolos de control de calidad.

Se realiza un análisis de los resultados encontrados en el control estadístico de dos parámetros que pueden ser utilizados como estadísticos de control de la constancia de la calidad del haz. Los objetivos son verificar que pueden ser utilizados como estadísticos de control de la energía, establecer un valor de tolerancia definitivo para el control estadístico y determinar cuál de los dos valores es más adecuado para su seguimiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se han realizado en aceleradores VERSA HD (ELEKTA), para las energías de 10, 6 y 6 FFF MV. Para cada uno se mide, mensualmente, el rendimiento en profundidad en agua (D200/D100) con un analizador automático de haces (MP1, PTW), el promedio de las dosis a una distancia de 17.7 cm del eje, de los cuatro subejes de las diagonales, normalizando a la dosis en el eje (DF177) y, ese mismo valor, pero promediando las dosis de los puntos máximos de los subejes (DFmax), con un array 2D de cámaras de ionización (IC Profiler, SUN NUCLEAR).

Se plantean cuatro posibilidades de tolerancia para el control de calidad periódico de la energía: variación del ± 2%, ± 3%, ± 3.5% y ± 3s (siendo s la desviación estándar del total de los datos) respecto al valor promedio de toda la serie. Para determinar cuál es la más apropiada, se contabilizan el número de puntos de las series que caen fuera de las zonas de control estadístico propuestas.

RESULTADOS

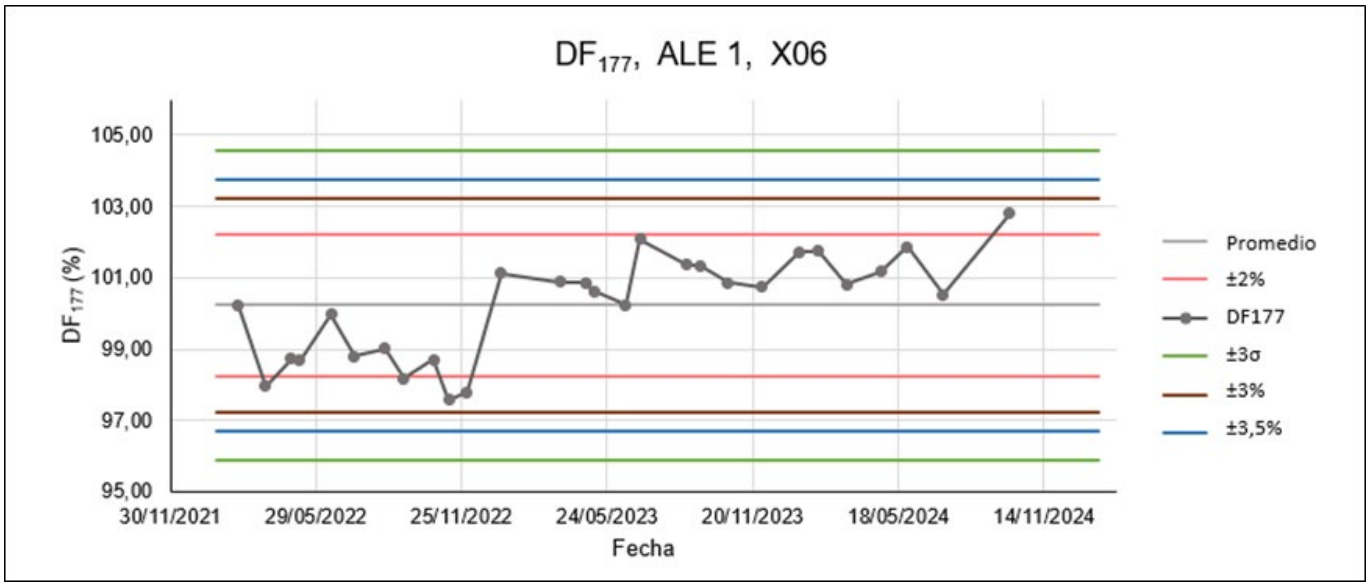


FIGURA 1: Datos del acelerador 1 para DF177, medida con energía de 6 MV.

La figura 1 muestra un caso particular, donde vemos que, estando estable la energía del haz durante todo el periodo, 5 puntos caen fuera de los límites del ± 2% y ninguno fuera de ± 3%, ± 3.5% y ± 3s. Una gráfica y análisis análogo se realiza para el resto de energías, aceleradores y estadísticos.

	ALE 1						ALE 2						ALE 3					
	X06		X10		X06 FFF		X06		X10		X06 FFF		X06		X10		X06 FFF	
	DFmax	DF177	DFmax	DF177	DFmax	DF177	DFmax	DF177	DFmax	DF177	DFmax	DF177	DFmax	DF177	DFmax	DF177	DFmax	DF177
Fuera ±2%	0	5	0	1	0	0	1	2	0	1	0	1	0	1	0	0	0	2
Fuera ±3%	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
Fuera ±3,5%	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Fuera ±3σ	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Total de medidas	28		28		25		27		27		25		16		16		16	

TABLA 1: Número de puntos que caen fuera de las zonas de ± 2%, ± 3%, ± 3.5% y ± 3s y número total de medidas consideradas para cada acelerador, energía y magnitud.

La tabla 1 resume todos los resultados del análisis.

DISCUSIÓN

En primera instancia puede considerarse como límite de control ±3.5%. Una vez controlado, se puede considerar como tolerancia un ±3s, siendo un valor indicativo de la capacidad y no encontrándose, en ninguno caso, puntos fuera del mismo. Entre DF177 y DFmax, como estadístico de control es preferible DF177, ya que en todas las gráficas se ha observado la misma relación entre los distintos límites propuestos.

CONCLUSIONES

Para el control estadístico de la energía se aconseja utilizar el parámetro DF177, estableciendo los límites de control en ±3s.

COMISIONADO Y AJUSTE DE TRES ACELERADORES TRUEBEAM MEDIANTE LOS DATOS "REPRESENTATIVE BEAM DATA" (RBD) DE VARIAN

Valdivielso, T. (1); Infestas, Á. (1); Garcia-Miguel Quiroga, J. (1); Ambroa Rey, E. (1); Lizondo Gisbert, M. (1); Navarro Gimenez, D. (1); Lorenzo Rodríguez, Á. (1); Ramirez Muñoz, T. (1); Amat De Los Ángeles, D. (1); Frontera Solà, G. (1); Gallardo Cortiñas, Ú. (1); Lopez Muñoz, A. (1); Parcerisa Torné, M. (1); Peralta Adina, A. (1); Pujol Badia, R. (1); Roset Visiedo, O. (1); Zamorano Montaño, M. (1); Colomer Truyols, M. (1)

(1) Consorci Sanitari de Terrassa

INTRODUCCIÓN

Los RBD para Eclipse de Varian incluyen datos de haces de fotones de 4-15 MV y de haces de electrones de 6-22 MeV.

Varios estudios han confirmado que la variabilidad en los parámetros entre distintos aceleradores TrueBeam es menor al 1%, apoyando así el uso de los RBD para aplicaciones clínicas.

El objetivo de este trabajo ha sido validar el modelo generado a partir de los datos RBD en tres aceleradores TrueBeam instalados consecutivamente, así como validar el ajuste dosimétrico y mecánico realizado para conseguir aceleradores equivalentes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los algoritmos de cálculo comisionados para el sistema de planificación Eclipse han sido AcurosXB (6, 15, 6 FFF y 10 FFF MV) para los tres TrueBeam y eMC (6 y 12 MeV) únicamente para el primero.

Para conseguir la equivalencia entre los aceleradores, se ha ajustado el valor del GAP del segundo y tercer TrueBeam para que el DLG (Dosimetric Leaf Gap) fuera el mismo que el del primero. También se ha comprobado que las diferencias entre las calidades de los haces no superaran el 0.5%. Se han comparado medidas de pacientes de VMAT con el maniquí Octavius4D de PTW.

Por último, se ha realizado una auditoría externa de la dosimetría de referencia por parte de PTW.

RESULTADOS

En la energía de 12 MeV, en las comparaciones de perfiles y PDDs, se cumple un análisis gamma 3%3mm > 95%, exceptuando para el aplicador de 25 cm a profundidades de más de 4.5 cm. En la energía de 6 MeV, se cumple un análisis gamma 3%3mm > 95% en aplicadores pequeños. Para aplicadores mayores a 10 cm se cumple un análisis gamma 4%3mm > 95%.

En las energías de fotones el modelo de los RBD se ajusta a los tres aceleradores TrueBeam según las recomendaciones internacionales.

La diferencia máxima entre los valores del DLG es 0.1 mm (tabla 1).

	DLG (cm)			TB1 vs TB2	TB1 vs TB3
	TB1	TB2	TB3	Dif (mm)	Dif (mm)
6MV	-0,0582	-0,0565	-0,0584	0,017	0,002
15MV	-0,0487	-0,0388	-0,0498	0,099	0,011
6FFF	-0,0648	-0,0653	-0,0659	-0,005	0,010
10FFF	-0,0517	-0,0546	-0,0412	-0,029	-0,105

Tabla 1. Valores del DLG en los tres aceleradores y diferencias con el primer TrueBeam.

Las diferencias en energía se han evaluado mediante la homogeneidad normalizada de los perfiles diagonales (fig.1), observando que la mayor desviación es de 0.4%.

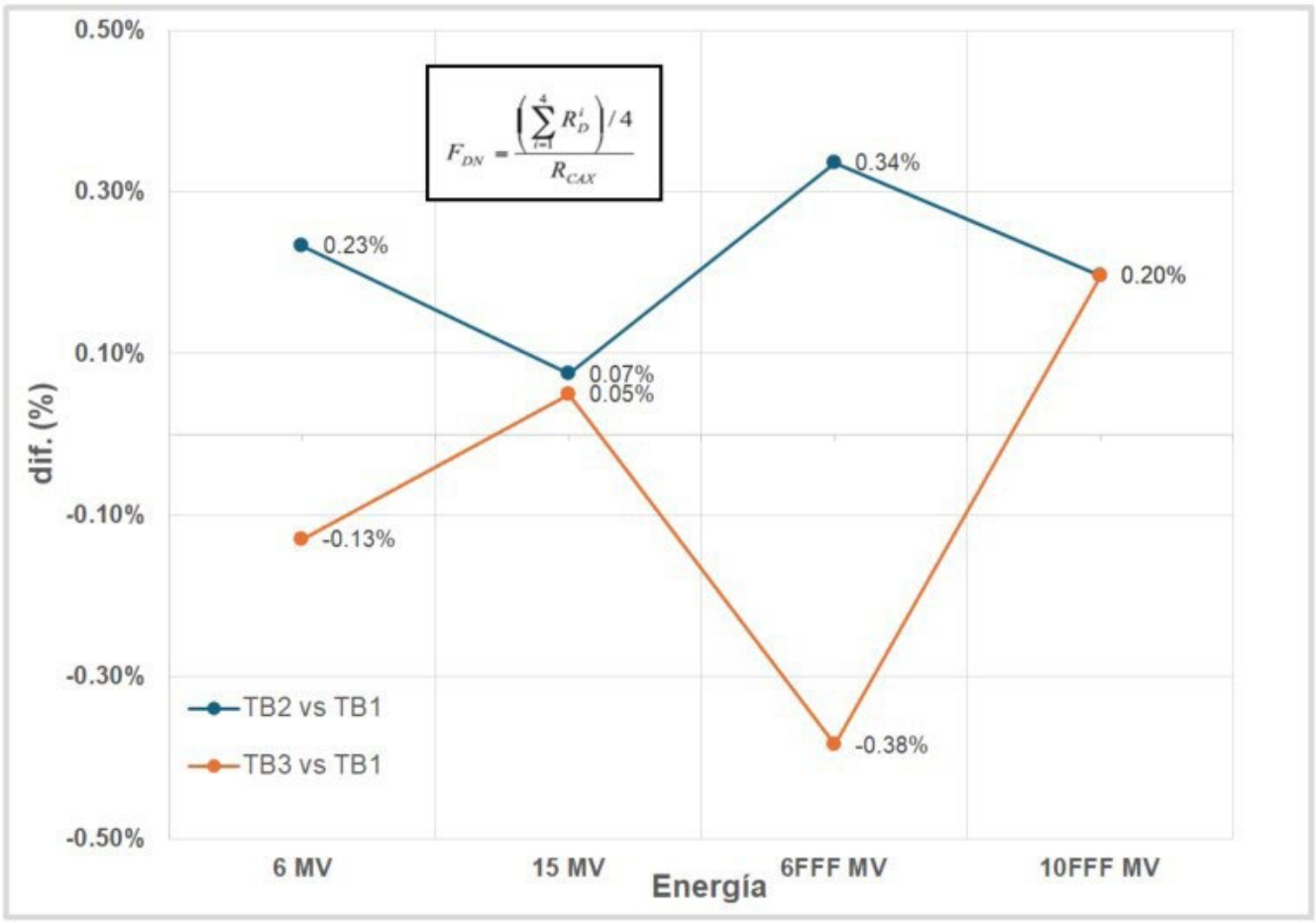


Figura 1. Diferencia de la homogeneidad de los perfiles diagonales.

La evaluación de todas las verificaciones de planes de VMAT entre aceleradores cumple el 99% la gamma 2%2mm y el 95% la gamma 1%1mm.

La auditoría de la dosis de referencia ha sido satisfactoria, obteniendo una diferencia media en las dosis de 0.8%.

DISCUSIÓN

Los RBD son adecuados para generar un modelo válido del algoritmo AcurosXB ya que los aceleradores TrueBeam tienen poca variación entre ellos. En cuanto al algoritmo eMC, los RBD son también válidos, aunque encontrando mayores diferencias para aplicadores grandes en la energía de 6MeV.

Para conseguir máquinas equivalentes es fundamental el ajuste energético de los haces y también del valor del DLG.

CONCLUSIONES

Los RBD para Eclipse de Varian se ajustan bien a los aceleradores TrueBeam, confirmando los resultados encontrados en la literatura.

Conseguir máquinas equivalentes es importante para poder intercambiar los pacientes en casos de necesidad.

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE CAMPOS PEQUEÑOS PARA COMISIONADO DE CONOS PARA RADIOCIRUGÍA

González González, T. (1); Jiménez Puertas, S. (1); Sánchez Casi, M. (1); Castillo Peña, P. (1); González Rodríguez, A. (1)
(1) Hospital Universitario Miguel Servet

INTRODUCCIÓN

La puesta en marcha de la radiocirugía estereotáctica implica caracterizar la dosis absoluta para colimadores de campos pequeños (CP). Los CP necesitan de un comisionado especial dadas las diferencias dosimétricas que presentan respecto a los campos convencionales.

En este trabajo se caracterizan los haces de radiación para colimadores de conos acoplados al acelerador *VersaHD* (*Elekta*).

MATERIALES Y MÉTODO

En CP estáticos se siguen las directrices del protocolo TRS-483, donde especifica que se ha de derivar la dosis absoluta por unidad de monitor (UM) para los tamaños de campo a partir de los factores de campo (FC) propios de cada cono y de la dosis absoluta de referencia. El FC se define como la relación de dosis absorbidas en agua del campo en cuestión y un campo de referencia. La dosimetría relativa (rendimientos y perfiles) se caracteriza de manera convencional, con especial cuidado en el centrado del detector.

Mediante el método del campo intermedio (IFM) o *Daisy-Chaining* se minimizan los efectos dosimétricos de volumen, falta de equilibrio lateral de partículas y variaciones en el espectro en las medidas de FC en CP con detectores adecuados (ver FIGURA 1).

Según IFM, se mide el CP de referencia de 3x3 cm^2 con la misma cámara *Semiflex PTW 31010* (V=0.125 cm^3) que el campo de 10x10 cm^2; y el FC de 3x3 cm^2 y del cono con el detector *microDiamond* (V=0.004 mm^3). Todos ellos a DFS=90 cm y profundidad 10 cm en cuba de agua y para todos los conos (*Aktina Medical*), de diámetros 15, 13, 11, 9, 7 y 5 mm.

Por otro lado, se calculan los FC de manera convencional, es decir, a partir de la relación de carga recolectada en agua del cono en cuestión y el campo de referencia 10x10 cm^2 con el detector *microDiamond*. Se les aplica a continuación las correcciones que recoge el TRS-483 y se comparan resultados obtenidos con los FC calculados mediante IFM. La mencionada corrección (k) al FC se obtiene interpolando la TABLA 26 del TRS-483.

Finalmente, para la medida de rendimientos y perfiles se hace también uso del detector *microDiamond*.

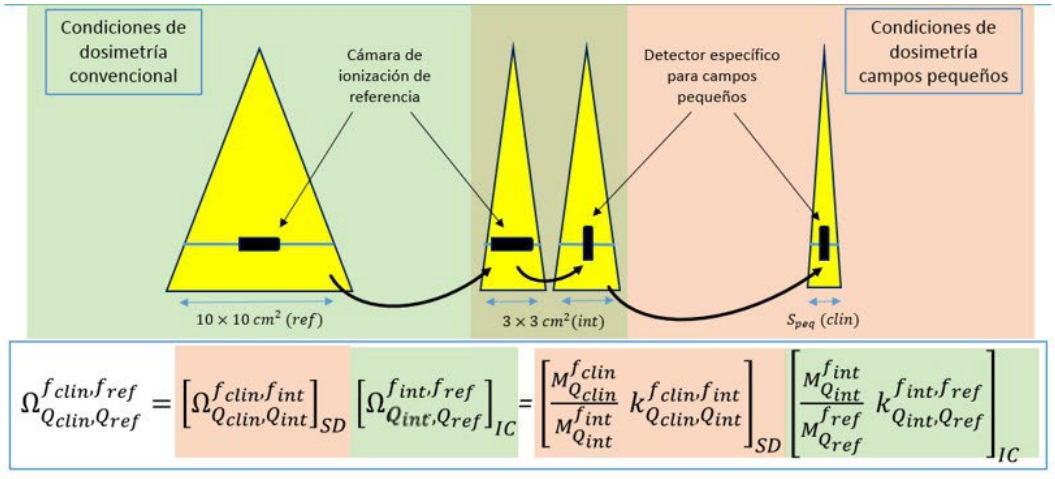


Figura 1: Esquema del método IFM. Guía de símbolos: Ω: factor de campo; f_{clin}: campo medido; f_{ref}: campo de; f_{int}: campo intermedio 3x3 cm^2; f_{ref}: campo de referencia 10x10 cm^2; Q_{clin}: calidad del campo medido; Q_{ref}: calidad del campo de referencia; Q_{int}: calidad de campo intermedio; k: factor de corrección del factor de campo; M: medida (carga); SD: detector específico CP; IC: cámara de ionización.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se compara el FC obtenido mediante IFM y el calculado aplicando la corrección al FC del TRS-483. El valor k publicado es resultado de estudios experimentales y cálculos Monte Carlo. Las diferencias obtenidas son menores a 0,5% (ver TABLA 1), indicando que el método IFM seguido concuerda con los datos recogidos en el protocolo y, por tanto, se valida la caracterización dosimétrica de los conos. Por otro lado, los rendimientos y perfiles se comparan con los del planificador y son validados satisfactoriamente.

Tabla 1: Diferencias de FC obtenidas por método IFM y convencional. Guía de símbolos: Ω: factor de campo; f_{clin}: campo medido; f_{ref}: campo de; f_{ref}: campo de referencia 10x10 cm^2; Q_{clin}: calidad del campo medido; Q_{ref}: calidad del campo de referencia; k: factor de corrección del factor de campo.

Colimador (mm ϕ iso.)	$\Omega^{f_{clin},f_{ref}}_{Q_{clin},Q_{ref}}$ IFM	$k^{f_{clin},f_{ref}}_{Q_{clin},Q_{ref}}$ TRS 483	$\Omega^{f_{clin},f_{ref}}_{Q_{clin},Q_{ref}}$ Convencional corregido	Diferencia Convencional corr. - IFM
15	0,7846	0,9996	0,7857	0,17%
13	0,7597	0,9983	0,7598	0,04%
11	0,7283	0,9967	0,7272	-0,23%
9	0,6870	0,9942	0,6842	-0,29%
7	0,6306	0,9895	0,6251	-0,33%
5	0,5397	0,9804	0,5301	0,20%

CONCLUSIONES

El IFM es el método experimental más recomendado por el protocolo TRS-483. Las medidas realizadas mediante este método son coherentes con la literatura recogida en el protocolo. Los rendimientos y perfiles se miden con un detector adecuado y un centrado minucioso, validándose según la práctica habitual para campos convencionales. Con todo, quedan caracterizados los haces de radiación para este sistema de conos.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

ANÁLISIS DE MÉTRICAS DE COMPLEJIDAD EN CYBERKNIFE Y RELACIÓN CON VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO

Rodríguez-Manzaneque Sosa, C. (1); Sevillano Martínez, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Capuz Suárez, A. B. (1); Morís Pablos, R. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Prieto Morán, D. (1); Chillida Rey, R. (1); Trujillo García, J. (1); García Vicente, F. (1)

(1) Hospital Universitario Ramon y Cajal

INTRODUCCIÓN

En este trabajo vamos a analizar la relación de la complejidad de tratamientos con los resultados de nuestras verificaciones pretratamiento en planes de CyberKnife (CK) con MLC.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron 196 planes de SBRT de próstata, hígado y vértebra (98, 44 y 54, respectivamente). Mediante un software propio se obtuvieron de cada plan 14 métricas de complejidad (MC). Estas se relacionarán con los resultados de la verificación pretratamiento realizados y analizados con la matriz *SRSMapCheck* y el software *SNCPatient* (Sun Nuclear).

Como primer análisis, se estudió la correlación entre las variables objetivo y las MC, con el fin de compararlas con trabajos previos (Masi et al, *Med. Phys.* 48, 942–952 (2021)).

Se analizaron diversos algoritmos de clasificación para predecir el resultado de las verificaciones pretratamiento a partir de las MC. Los límites para definir cuando una verificación es aceptable fueron 98% para el índice $/gamma_{3\%,1mm}$, 90% para $/gamma$

$_{2\%,1mm}$ y $/gamma_{2\%,1mm}$ corregida por errores geométricos ($/gamma_{2\%,1mm,corr}$) y valores menores a 1% para diferencia de dosis. Se utilizaron dos sets, entrenamiento y prueba, divididos de forma aleatoria y asignándoles el 80% y 20% de los datos, respectivamente.

Para seleccionar variables se usan varios métodos: eliminar MC cuya correlación supere 0.9, combinación lineal mediante PCA (Análisis de Componentes Principales, eligiendo cuatro nuevas variables), ANOVA o Random Forest (RF).

La combinación de los dos pasos anteriores se evalúa mediante curvas ROC sobre un set de prueba.

RESULTADOS

Analizando la correlación, encontramos un máximo r=-0.39 para la verificación $/gamma_{2\%,1mm}$ frente a Plan Irregularity (PI), resultado significativo, pero que indica escasa correlación.

Las variables seleccionadas difieren según el índice gamma analizado y el método de eliminación. De este modo: si usamos Pearson, siempre reducimos a 6 variables; RF elige 4; ANOVA dependerá del índice gamma; PCA selecciona 4.

Se determina el AUC (área bajo la curva) de los modelos de clasificación y se compara para cada análisis gamma en la FIGURA 1.

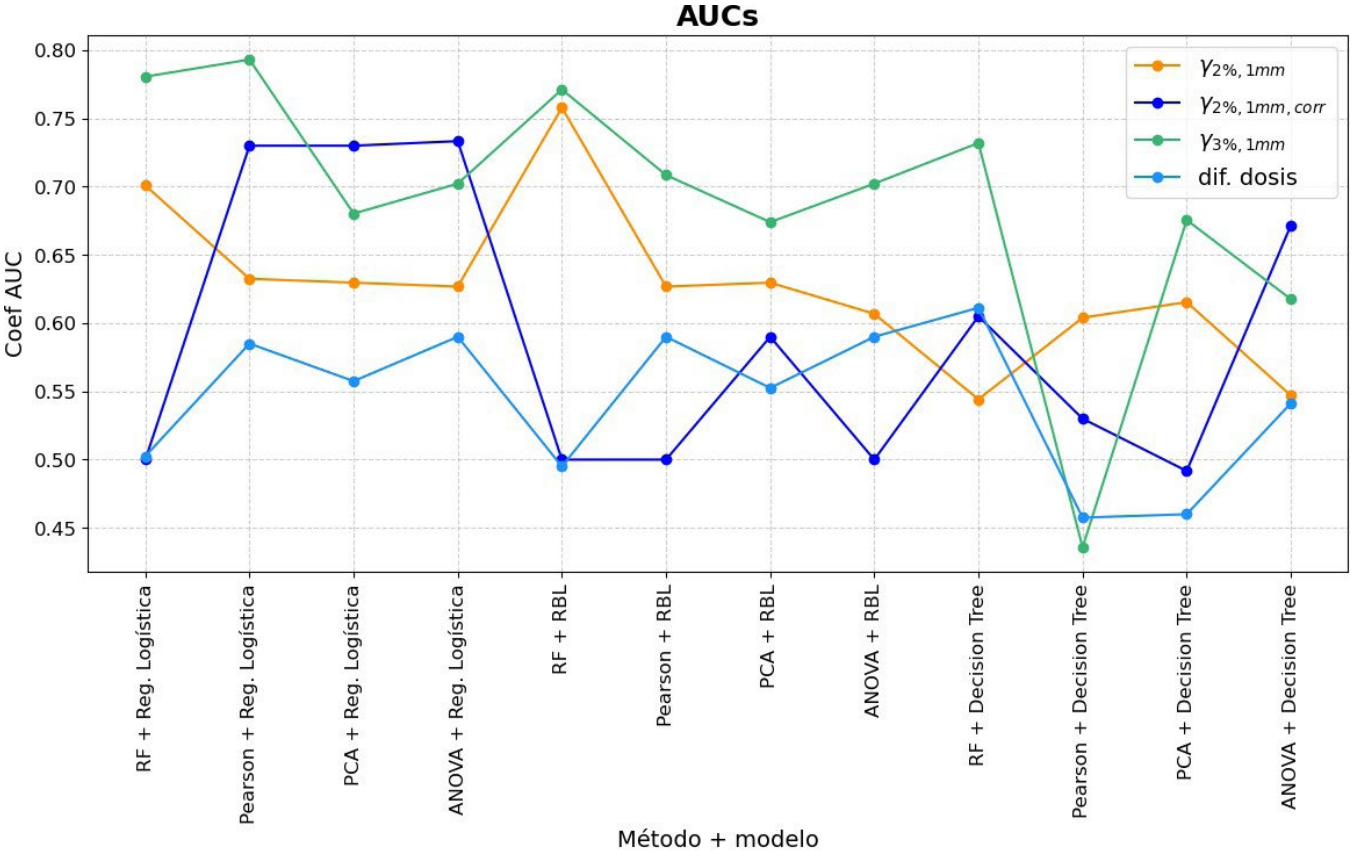


Figura 1. Comparación de AUC para cada métrica y modelo.

Los modelos de clasificación dieron resultados que indican rendimientos aceptables o moderados. Así, obtenemos AUCs de 0.76, 0.73 y 0.79 en los mejores casos, descritos en la FIGURA 2. Otras combinaciones dieron resultados que indican un bajo desempeño, demostrando que AUC varía significativamente entre algoritmos. Cabe remarcar que el modelo de regresión logística con Pearson es el que mejor predice (para $/gamma_{3\%,1mm}$ un AUC=0.79).

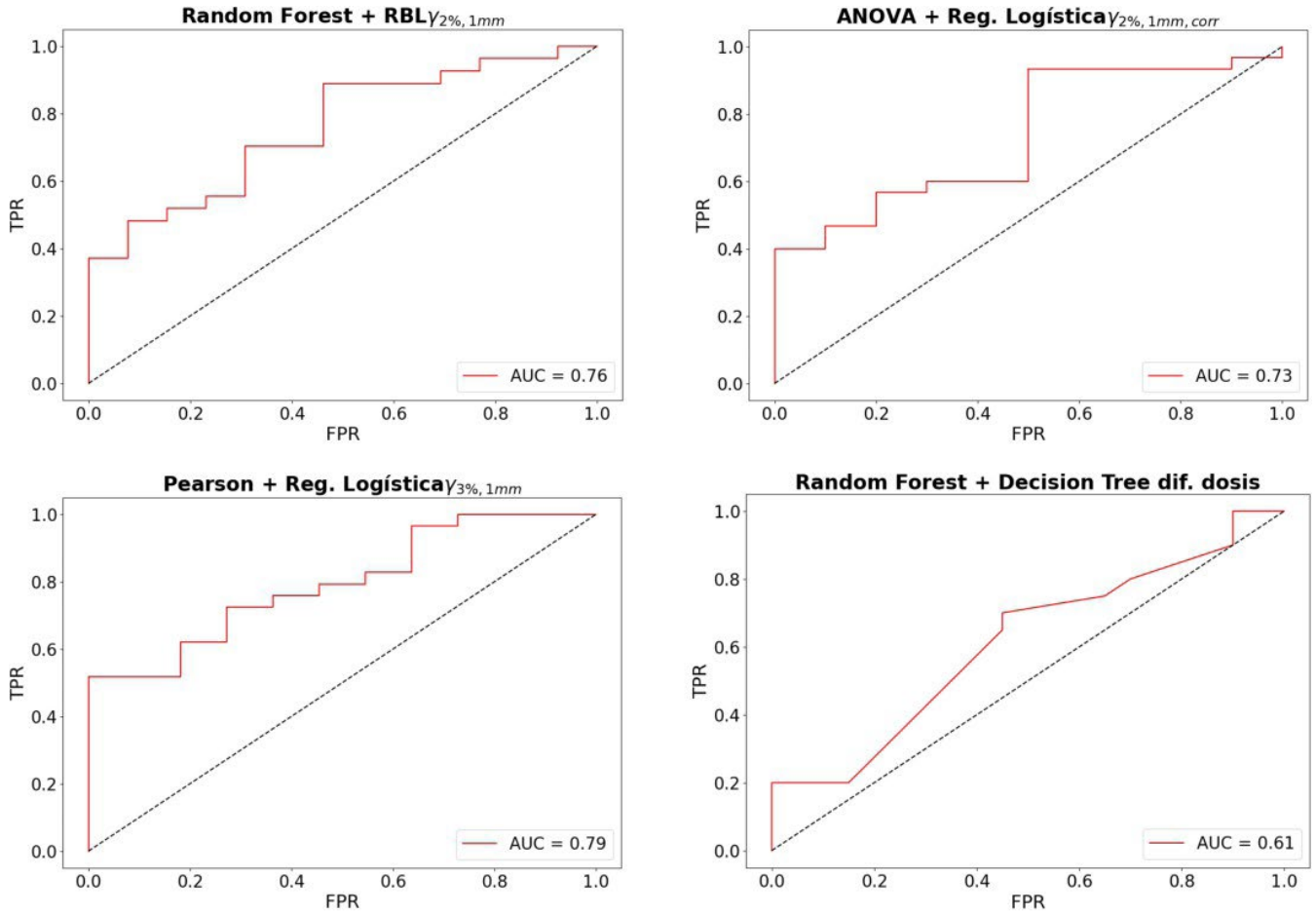


Figura 2. Curvas ROC con mejores resultados para cada métrica.

DISCUSIÓN

Encontramos que no existe correlación fuerte entre ninguna de las cantidades y tampoco valores reproducibles con otros trabajos como Masi et al.

En cuanto los modelos de clasificación, obtenemos un mayor poder predictivo para la $/gamma_{3\%,1mm}$ y observamos que los métodos de Regresión Logística funcionan bien para la $/gamma_{2\%,1mm,corr}$.

No se obtienen valores predictivos para el resto de variables.

CONCLUSIONES

Con los datos expuestos y analizado concluimos la inexistencia de correlación clara entre métricas y verificaciones. No obstante, los modelos de ML muestran un mayor potencial, considerando como valores aceptables para AUC los comprendidos entre 0.7 y 0.8.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE LA SESIÓN DE LA MAÑANA Y LA DE LA TARDE CON UN MISMO IMPLANTE EN BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX GUIADA POR IMAGEN

Mosquera-Pena Sanchez, F. (1); Andrade Alvarez, B. (1); Candal Melendrez, A. (1); Montemuiño Muñiz, S. (1); Reverter Pérez, J. (1); López Soliño, S. (1); López Medina, A. (1); Medal Francesch, D. (1); Rodriguez Meijide, P. (1); Teijeiro García, A. (1); Vazquez Rodríguez, J. (1); Salgado Fernandez, M. (1)

(1) Hospital do Meixoeiro

INTRODUCCIÓN

Realizamos una evaluación dosimétrica entre la sesión de la mañana y la de la tarde para los volúmenes de tratamiento (CTV) y los órganos de riesgo (OAR) en braquiterapia de cérvix guiada por imagen.

MATERIAL Y MÉTODOS

Pacientes con cáncer de cuello uterino localmente avanzado fueron tratadas con quimiorradioterapia seguida de HDR-IGABT (7Gy x 4fr). Se realizaron dos implantes con una semana de diferencia, con 2 fracciones diarias separadas un mínimo de 6 horas.

El primer plan de aplicación de BT intracavitaria se realizó sobre un conjunto de datos de RM/TC con Oncentra System®. En la segunda fracción de cada aplicación, se realizó una TC de verificación. Contorneamos los OAR y transferimos los CTV previos y los curvas de isodosis. Comprobamos intersecciones de isodosis de 7,8 y 7,2 Gy (EQD2 90 y 85 Gy respectivamente) con CTV-HR (alto riesgo), 3,5 Gy (60 Gy EQD2) con CTV-IR (riesgo intermedio), 5 Gy (75 Gy EQD2) con recto, intestino delgado y sigmoides, y 6,3 Gy con vejiga (90 Gy EQD2). La cobertura del objetivo y la intersección superior a 2cm3 en OAR fueron los criterios utilizados.

RESULTADOS

Tras 27 procedimientos analizados observamos que la diferencia media entre la fracción de la tarde y la de la mañana no presenta una variación significativa en cuanto a la cobertura de los CTVs, si existiendo algún caso puntual donde la ganancia o pérdida de cobertura entre una fracción y otra va desde -6,4% a 12,7%. Para los OAR la diferencia media es pequeña, llegando a presentar una variación mayor en el caso del intestino delgado de -4,4 a 1,9 cm^3 debido al movimiento de las asas intestinales.

DISCUSIÓN

Podemos ver que en general no es necesario replanificar el tratamiento para la fracción de la tarde ya que la variación media de los CTV es inferior al 0,5% y de 0,6 cm^3 en los OAR.

Por otro lado este método nos da información objetiva en los casos en los que si sería conveniente replanificar el tratamiento.

CONCLUSIONES

Este método nos proporcionó criterios numéricos objetivos para evaluar la necesidad de replanificar en la segunda fracción, optimizando así los recursos de una segunda planificación.

Diferencia sesión tarde-mañana	V90Gy - CTVHR	V85Gy- CTVHR	V60Gy - CTVIR	Iso5Gy& Recto (cm^3)	Iso5Gy &Sigma (cm3)	Iso5Gy &Intestino (cm3)	Iso6,3Gy&Vejiga (cm3)
1	-1,7%	-0,3%	0,0%	0,2	0,0	-0,7	0,0
2	-1,8%	-1,9%	0,0%	0,0	0,2	1,9	0,0
3	0,6%	0,8%	0,0%	0,0	-1,0	0,4	0,0
4	-0,4%	-0,2%	-0,1%	-0,2	1,3	0,4	0,2
5	-0,9%	-0,9%	-0,1%	1,3	0,0	0,3	0,5
6	-0,6%	-0,4%	1,0%	0,0	-0,8	0,1	0,2
7	0,2%	0,2%	0,2%	0,2	0,0	0,9	-1,1
8	-0,7%	-0,4%	-0,1%	0,0	3,0	-1,8	-1,5
9	0,2%	0,2%	2,6%	0,6	1,0	-1,7	-1,0
10	-0,5%	-0,1%	-0,1%	0,5	-0,6	-1,1	-2,0
11	-0,5%	-0,3%	0,0%	-0,2	1,2	-0,8	-0,1
12	4,5%	2,6%	-0,1%	0,1	0,0	-3,5	-0,6
13	-0,4%	-0,2%	0,0%	0,0	0,1	-1,2	0,5
14	-6,4%	-2,8%	5,9%	0,7	0,4	0,0	-1,2
15	-0,4%	-0,3%	0,5%	0,0	0,1	0,0	-0,2
16	-1,2%	-1,2%	-0,5%	0,0	0,0	0,0	-0,4
17	-1,0%	-1,1%	-0,1%	0,0	0,0	0,0	0,0
18	-1,4%	-1,2%	-0,3%	0,0	0,6	0,0	-0,2
19	-0,5%	-0,5%	-0,2%	-0,3	0,0	0,0	-1,3
20	-1,7%	-1,5%	-0,1%	0,0	0,2	0,0	-0,9
21	-0,2%	-0,3%	0,0%	1,6	0,0	-2,2	-2,0
22	1,9%	2,0%	0,6%	6,1	-0,6	-0,1	-0,7
23	1,1%	1,1%	0,5%	0,0	0,0	-0,5	-0,2
24	-1,2%	-0,5%	0,3%	0,0	0,0	0,3	0,0
25	12,7%	7,5%	1,4%	0,1	0,0	-4,4	-0,6
26	-0,5%	-0,5%	-0,2%	0,0	-1,0	0,0	0,9
27	-0,3%	-0,4%	0,5%	-1,5	-0,4	-1,4	0,1
Media	0,0%	0,0%	0,4%	0,3	0,1	-0,6	-0,4
Desviación estándar	3,1%	1,9%	1,3%	1,3	0,8	1,3	0,7

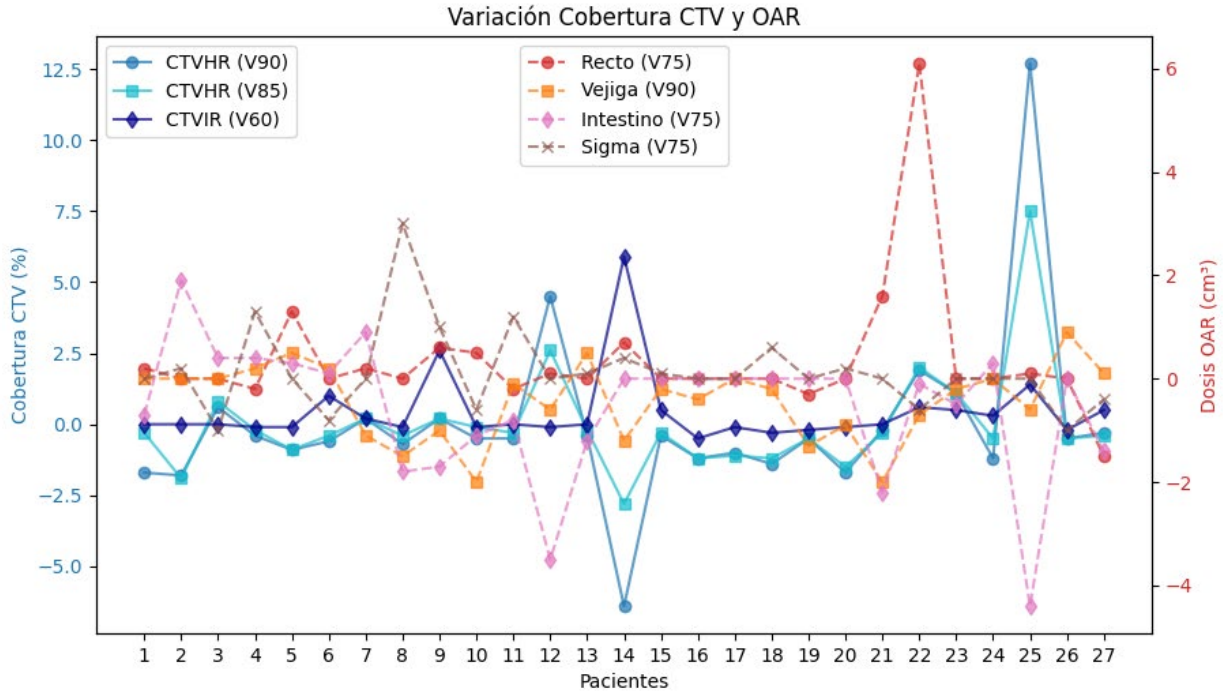


Figura 1: Variación en porcentaje de la cobertura de los CTVHR (V90 y V85), CTVIR (V60) y de cm^3 en los OARs entre las sesiones de la tarde y las de la mañana con el mismo implante

MÉTODO SIMPLE PARA LA OPTIMIZACIÓN DEL ISOCENTRO DE RADIACIÓN MEDIANTE LA CALIBRACIÓN DEL CENTRO DEL MLC

Lara Aristimuño, Í. (1); Hernández Masgrau, V. (1); Puxeu Vaqué, J. (1)
(1) Hospital Universitari Sant Joan de Reus

INTRODUCCIÓN

La correcta calibración del colimador multiláminas (*MLC*) es crucial para la precisión en los tratamientos de radioterapia. Este estudio propone un método sencillo para centrar el *MLC* con una precisión de 0.05 mm, optimizando así el isocentro de radiación. Para comprobar la mejora en la calibración, se utilizaron los test de *Winston-Lutz (WL)* y *StarShot (SS)*. El test de *WL* se utiliza para estimar la diferencia entre los isocentros mecánico y de radiación, con una diferencia máxima aceptada de < 1 mm según el informe TG-198 para radiocirugía.

MATERIALES Y MÉTODOS

El método se aplicó a un acelerador *TrueBeam (Varian)* equipado con un *MLC-Millennium-120* y un detector *EPID-aS1200*, utilizando energía nominal de 6MV. Las herramientas empleadas fueron:

- Maniquí *Winston-Lutz pointer (BrainLAB-AG)*.
- *Portal Dosimetry (Aria v16)*.
- Módulo *WL Pylinac (Python)*.
- Módulo *Starshot* de *MyQA (IBA-Dosimetry)*.

La calibración del *MLC* un acelerador *TrueBeam* es determinada por dos parámetros configurables en modo servicio (acceso con permisos intermedios): el espacio entre los dos bancos de láminas *(Gap)*, y el centro de dicha separación *(Center Offset, CO)*. Con un valor recomendado de *Gap* de 0.5 mm, se modifica el parámetro *CO* ajustando el desplazamiento del centro del *Gap* respecto a la instalación inicial con una resolución de 0.01 mm.

El método propuesto, denominado semi-hendidura, consistió en (ver FIGURA 1):

1. Irradiar un haz dividido (Y1=10, Y2=0) con el *MLC* cerrado en el centro a dos ángulos de colimador (90° y 270°), registrando las imágenes de cada semi-hendidura en el *EPID*.
2. Crear una imagen compuesta con *Portal Dosimetry*.
3. Determinar el desplazamiento (Δ) entre los centros de las dos semi-hendiduras (F1 para Col=270° y F2 para Col=90°).
4. Ajustar el *CO* óptimo como el valor que minimiza el Δ entre ambas líneas.

Se utilizaron los test de *WL* posicionando el puntero con el sistema de imágenes de kilovoltaje y *SS* de colimador para comprobar la mejora en el centrado del *MLC*.

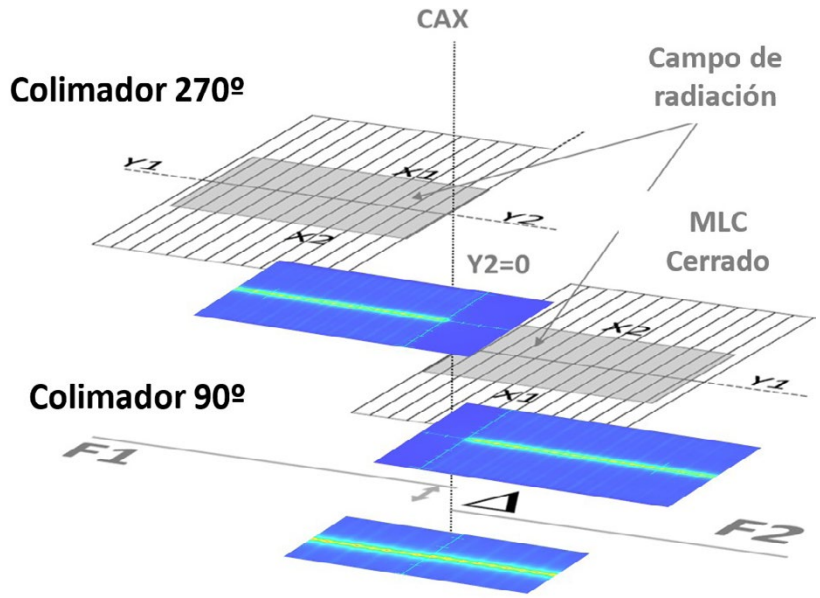


Figura 1. Esquema de irradiación del método propuesto.

RESULTADOS

En la FIGURA 2 se representan los resultados de las distintas pruebas en función del valor de *CO*.

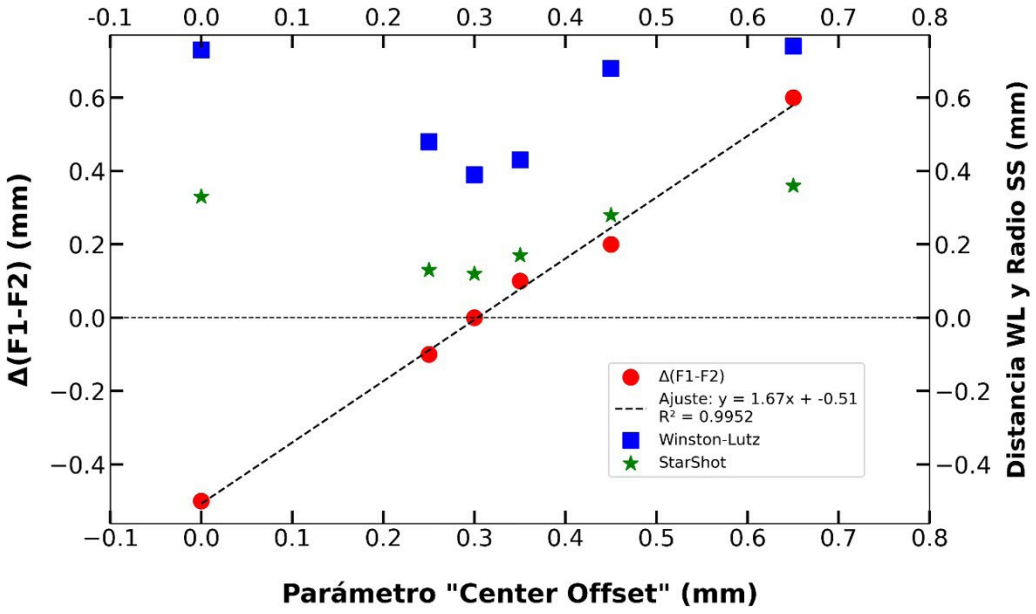


Figura 2. Resultados obtenidos para las diferentes pruebas. En el eje Izquierdo Δ re*presenta el valor del desplazamiento* de la semi-hendidura F1 respecto de F2 (método propuesto, círculo). En el eje derecho se muestran los valores de la distancia entre isocentro mecánico y de radiación el test de Winston-Lutz (cuadrado) y el radio del círculo obtenido con la prueba de estrellas de colimador (estrella).

DISCUSIÓN

El *CO* óptimo fue 0.3 mm, determinado como la intersección de Δ en el eje x según el ajuste lineal. Este valor minimizó los radios del *WL* y de *SS*. A partir del ajuste de los datos del test de semi-hendidura se derivó una fórmula para el desplazamiento óptimo del *CO*:

Desplazamiento de *CO* = -0.6*Δ, donde Δ es el valor obtenido en el test.

Los resultados fueron validados para energías adicionales (6MV-FFF y 10MV-FFF), obteniendo mejoras consistentes en los test *WL* y *SS*. Por lo tanto, la calibración es válida para todas las energías del haz.

CONCLUSIONES

- El método permite optimizar la calibración del *CO* en aceleradores *TrueBeam* con una precisión mejor a 0.05 mm.
- Los test *WL* y *SS* son sensibles a desviaciones en la línea central del *MLC*.
- Este método es más simple y rápido (<10 min) que los tradicionales, siendo independiente de la energía y del modelo de *MLC* y acelerador.

CARACTERIZACIÓN DEL EFECTO DE LA ESTERILIZACIÓN EN DOSIMETRÍA CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT4

Recio Gil, Í. (1); Torcal Arguis, C. (2); Cases Copestake, C. (2)
(1) Hospital Clínic; (2) Hospital Clínic Barcelona

INTRODUCCIÓN

En radioterapia intraoperatoria (RIO) con electrones, las películas radiocrómicas (en este trabajo EBT4) son una buena herramienta para realizar dosimetría in vivo. Para su uso en quirófano son esterilizadas mediante un ciclo con peróxido de hidrógeno (H_2O_2). Pese a que este proceso produce visualmente un ennegrecimiento en las películas que podría afectar a su uso, no se ha encontrado ninguna referencia en la literatura.

El objetivo de este trabajo es caracterizar el efecto de la esterilización en dosimetría absoluta con EBT4.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron películas *Gafchromic* EBT4, un escáner *EPSON 12000XL* y el software *Radiochromic.com* para la lectura de valores de píxel (VP). El proceso de esterilización se llevó a cabo con H_2O_2 en fase plasma en dos ciclos con distinta carga y duración: estándar ($EBT4_{est}$) y exprés ($EBT4_{exp}$).

Las irradiaciones se realizaron en agua sólida a una profundidad de 1,6 cm (DFS 71,3 cm) con un haz de 10 MeV de un acelerador LIAC (Sordina, Italia).

Se realizaron tres estudios. En el primero se examinó la evolución temporal de los VP de tres $EBT4_{est}$ y dos $EBT4_{exp}$ frente a una película no esterilizada ($EBT4_c$) de control, todas ellas sin irradiar.

En el segundo se compararon las curvas de calibración (dosis de 0.97, 2.7, 4.5, 7.1 y 9.7 Gy) obtenidas usando $EBT4_{est}$ y $EBT4_{exp}$ frente a $EBT4_c$.

En el tercero se estudió el efecto del tiempo transcurrido entre la esterilización y la irradiación. Se irradiaron tres $EBT4_{est}$ y tres $EBT4_{exp}$ con 5 Gy pasados 1, 9 y 12 días. Posteriormente se comparó el VP obtenido.

RESULTADOS

En la primera parte se observó que la esterilización produce una disminución lineal (Figura 1) del VP con el tiempo (aumento de la diferencia con $EBT4_c$).

En la segunda parte se obtuvo una desviación no uniforme en la curva de calibración con $EBT4_{est}$ y $EBT4_{exp}$ en comparación con $EBT4_c$. El error en la medida de dosis con $EBT4_{est}$ (canal rojo) producido al usar una calibración con $EBT4_c$ varía según la dosis desde el 3,0% hasta el 11,0% (Figura 2).

Por último, se observó que el tiempo transcurrido entre la esterilización y la irradiación afecta al VP medido, disminuyendo con el tiempo transcurrido (184 VP/día para el canal verde, $EBT4_{exp}$).

Los dos primeros casos presentan un efecto mayor para $EBT4_{est}$ y el canal rojo y en el último caso para $EBT4_{exp}$ y el canal verde (puede deberse a la escasez de datos).

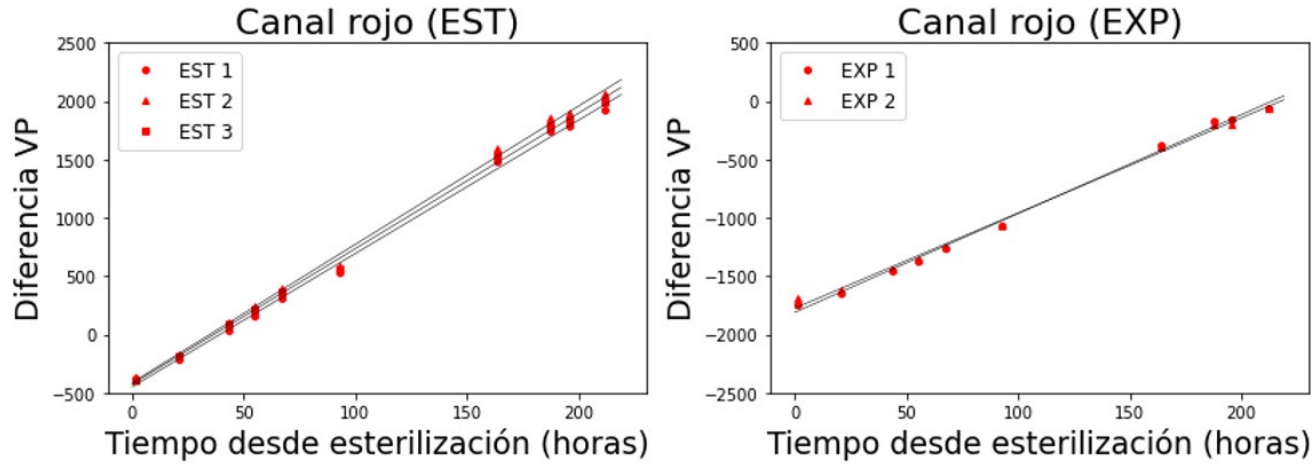


Figura 1. Evolución temporal de la diferencia del VP del canal rojo entre las películas esterilizadas y la película control, para diferentes ciclos estándar (EST 1, EST 2 y EST 3) a la izquierda y ciclos exprés (EXP 1 y EXP 2) a la derecha. Las barras de error no se muestran para facilitar la visualización, con valores entre 40 y 70 PV. La discrepancia entre el rango de valores de ambas gráficas se debe al uso de dos lotes distintos.

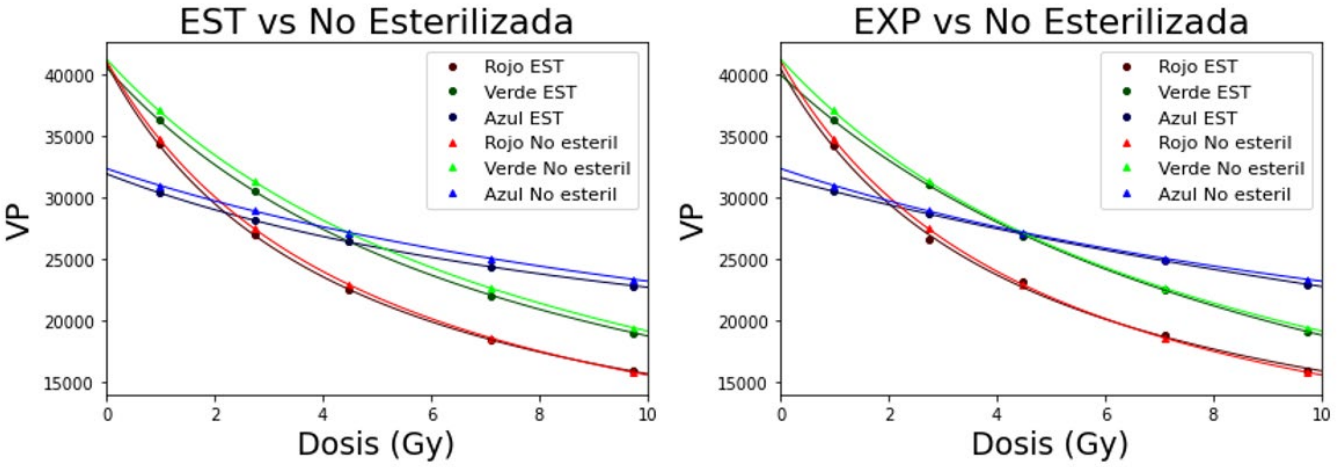


Figura 2. Comparación entre curvas de calibración obtenidas con películas esterilizadas y no esterilizadas para los tres canales del escáner (rojo, verde y azul). En la izquierda se presenta el resultado obtenido para el ciclo de esterilización estándar (EST) y en la derecha el obtenido par el ciclo de esterilización exprés (EXP). Las barras de error no se muestran para facilitar la visualización, con valores entre 30 y 40 PV.

DISCUSIÓN

La esterilización produce un ennegrecimiento que llevaría a un error en las medidas si no se considera en el proceso dosimétrico. Este efecto depende del tipo de ciclo de esterilización, del canal del escáner, del rango de dosis y del tiempo transcurrido previo a la administración de dosis.

CONCLUSIONES

Es necesario desarrollar un modelo correctivo en dosimetría absoluta con películas esterilizadas, cuyos parámetros implicados incluyan: tipo de ciclo de esterilización, canal de escaneo, dosis y tiempo previo al tratamiento.

OPTIMIZACIÓN DE LA MODULACIÓN EN SBRT PULMONAR: IMPACTO EN LA REDUCCIÓN DE UNIDADES MONITOR Y ROBUSTEZ DEL TRATAMIENTO

Reverter Pérez, J. (1); Vázquez Rodríguez, J. (2); López Soliño, S. (2); Simón García, P. (3); Mosquera-Pena Sánchez, F. (2); López Medina, A. (2); Teijeiro García, A. (2); Rodríguez Meijide, P. (2); Fernández González, A. (2); Medal Francesch, D. (2); Salvador Gómez, F. (2); Andrade Álvarez, B. (2); Salgado Fernández, M. (2)

(1) Hospital do Meixoeiro de Vigo; (2) Meixoeiro; (3) Centro Oncológico de Galicia

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) para pulmón es crucial minimizar la complejidad de la planificación y reducir la modulación del haz, dado que los efectos de *interplay* entre el movimiento respiratorio del paciente y la dinámica del acelerador (desplazamiento de las láminas del colimador multiláminas [MLC], variaciones en la tasa de dosis y rotación del campo) pueden comprometer la precisión del tratamiento, especialmente en ausencia de control respiratorio. Esto ha sido descrito en la literatura y también corroborado en nuestro servicio con un fantoma de movimiento.

Estos hallazgos refuerzan la necesidad de optimizar la planificación no solo mediante técnicas de control respiratorio, sino también con estrategias que reduzcan la modulación del tratamiento. Una opción viable es la arcoterapia dinámica, que minimiza la modulación del haz. No obstante, los planes generados directamente con esta técnica suelen presentar índices de conformidad (CI_RTOG) elevados, además de una menor protección de los órganos de riesgo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para abordar esta problemática, se seleccionaron 10 pacientes de SBRT pulmonar ya tratados. En cada caso, los planes fueron normalizados a D98 = 98% y se mantuvo la geometría original. Se compararon diferentes estrategias de planificación utilizando el sistema de planificación Eclipse v15: el plan **original**, un plan basado en **arcoterapia** dinámica y una variante de VMAT optimizada a partir de la arcoterapia, al que llamaremos **híbrido**. En esta última, se llevó a cabo un proceso iterativo, reoptimizando la planificación partiendo del plan de arcoterapia, realizando cálculo de dosis intermedia y optimizándola como VMAT desde la primera fase del algoritmo con los criterios de optimización originales; para así, aproximar el histograma de dosis de los órganos de riesgo al del plan original. Adicionalmente, para garantizar que esos criterios de optimización generarían una modulación similar al plan original, se relanzó por un lado la misma VMAT (**VMAT1**) sin restricción a la modulación y, por otro lado, con la herramienta *Aperture Shape Controller* configurada en *Very High* (**VMAT2**), con el fin de analizar su impacto en la reducción de unidades monitor (UM).

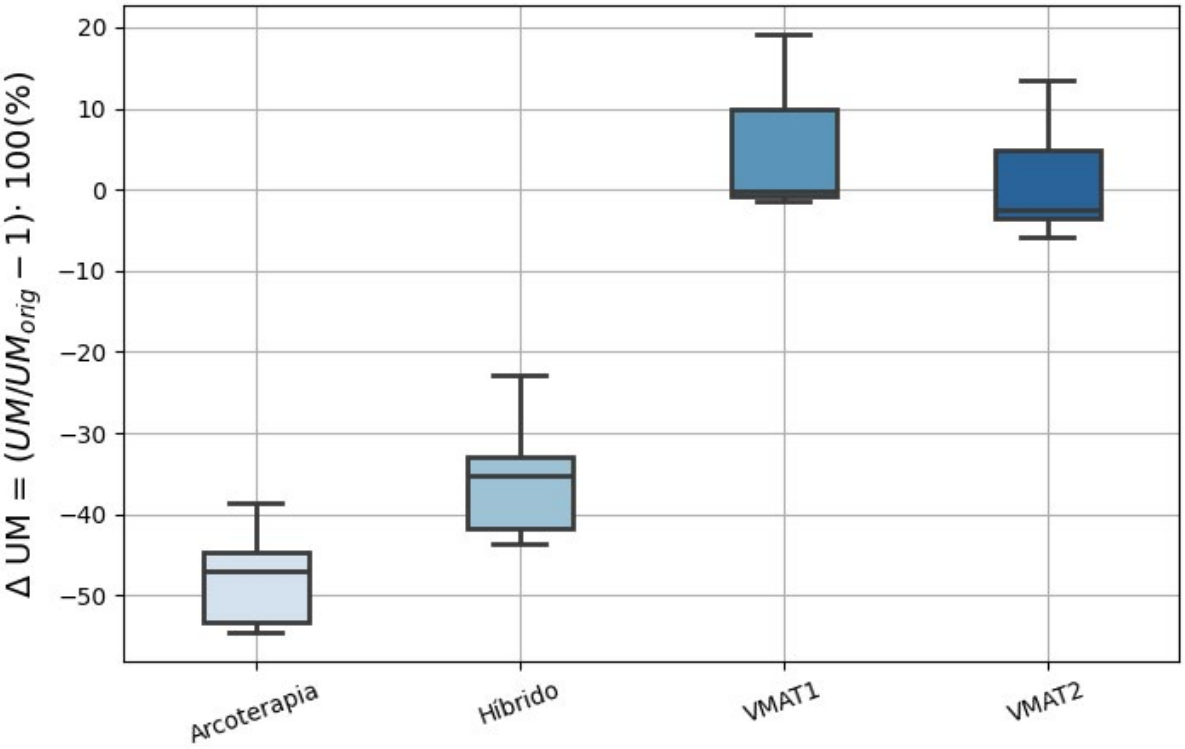
RESULTADOS

la reducción de UM en los planes híbridos alcanzó valores superiores al 30%, relativamente cercanos a los obtenidos con arcoterapia dinámica, mientras que la herramienta *Aperture Shape Controller* (*VMAT2*) no logró reducciones mayores al 10%, ni siquiera respecto a *VMAT1*. Asimismo, los índices de conformidad RTOG obtenidos en estos planes fueron similares a los de los planes originales, lo que indica una ventaja significativa respecto a la arcoterapia en términos de conformidad del tratamiento. Aunque la no identidad de los histogramas de dosis dificulta la comparación directa de los planes, se observaron valores comparables en los OAR, destacando que la optimización propuesta no compromete significativamente la seguridad del tratamiento.

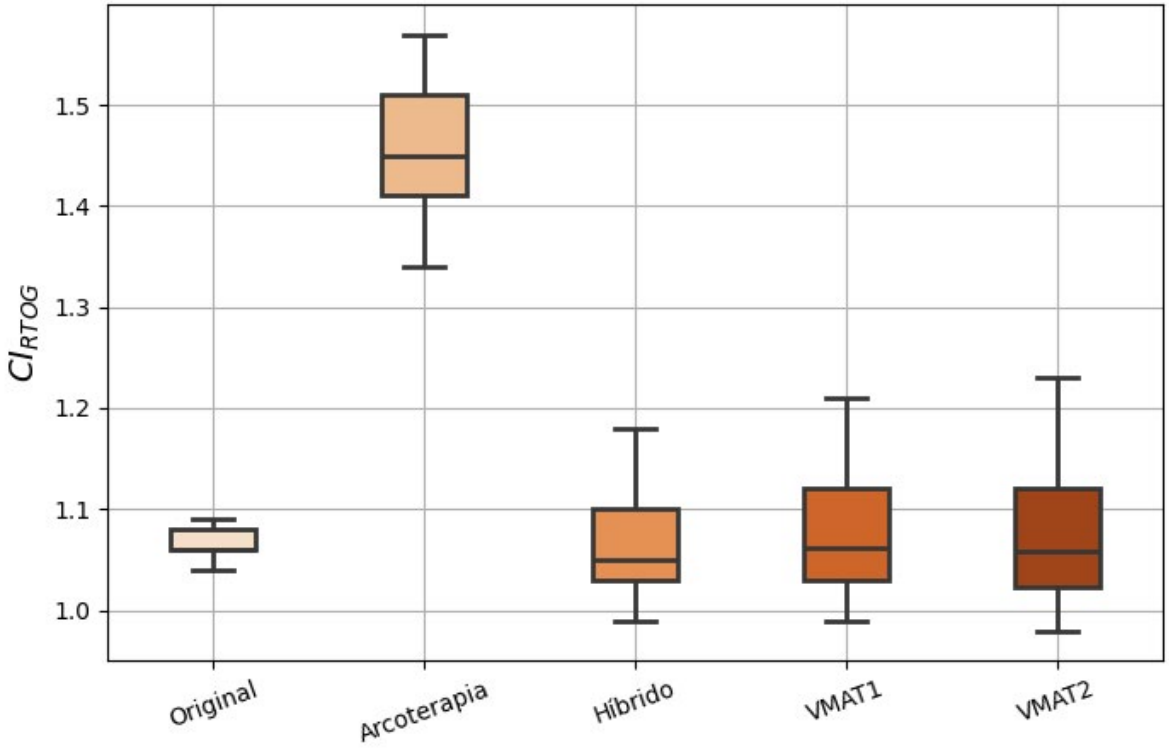
CONCLUSIÓN

La estrategia híbrida optimizada permite reducir significativamente las UM sin afectar la calidad dosimétrica, favoreciendo tratamientos más robustos, cortos y menos sensibles a los efectos de *interplay*. Esto representa una ventaja clave en la administración de SBRT pulmonar, mejorando la estabilidad y reproducibilidad del tratamiento.

Diferencia de las UM respecto al plan original mediante distintas técnicas. La reducción de UM para los VMAT reoptimizados sobre arcoterapia ("**híbrido**") es significativa



Índices de conformidad RTOG obtenidos mediante las distintas técnicas



ANÁLISIS RETROSPECTIVO DEL ÍNDICE GAMMA Y LOS PARÁMETROS DE TRATAMIENTO EN UN EQUIPO RADIXACT 2X

Uzquiza López, J. (1); Reguilón Martín, A. (1); Ropero Real, A. (1); Suárez Álvarez, N. (1); Fabregat Borras, R. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Andrés Vázquez Rodríguez, J. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Delgado Tapia, P. (1); Pacheco Baldor, M. T. (1); Raba Díez, J. I. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

El uso de tomoterapia con técnica helicoidal se muestra como una solución de tratamiento muy efectiva para tumores con volúmenes fusiformes, permitiendo una buena conformación de la dosis y resultados clínicos satisfactorios.

Los sistemas de planificación proporcionan información dosimétrica relativa al tratamiento, permitiendo su ajuste y optimización. Es esencial garantizar variaciones mínimas entre el mapa de dosis calculado en el planificador y el que el acelerador es capaz de administrar, dichas diferencias se evalúan mediante el Índice Gamma (2%/2mm; 2%/3mm y 5%/1mm) en las pruebas "Quality Assurance" (QA) de verificación.

Para cada localización, analizamos los resultados de Índice Gamma y factor de modulación para distintos valores de pitch (relación entre avance de mesa por giro de gantry y anchura de haz) y tamaño de mordazas, con el objetivo de estudiar su influencia en las verificaciones pre-tratamiento y en la variabilidad de la intensidad del haz.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron 246 pacientes tratados en un equipo Radixact 2X (Accuray) cuyos planes fueron realizados en el TPS Raystation (RaySearch). Las verificaciones pre-tratamiento se realizaron con el sistema ArcCHECK (SunNuclear), que consta de un array de 1386 diodos en disposición helicoidal.

El análisis estadístico requiere diferenciar los parámetros técnicos entre variables cuantitativas (modulación) y categóricas (pitch y tamaño de mordazas).

Aplicando un nivel de significación α=0.05, empleamos los test estadísticos:

- Normalidad: Test de Kolmogorov-Smirnoff.
- Comparación de una variable cualitativa (>2 grupos) y una cuantitativa normal: Test ANOVA.
    - Análisis posterior por parejas: Test de Tukey.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Agrupando por localización, nos ceñiremos a las más frecuentes: pulmón, cabeza y cuello (ORL) y cérvix, con 110, 71 y 65 pacientes, respectivamente.

- **Estudio del Índice Gamma local 2%/2mm**

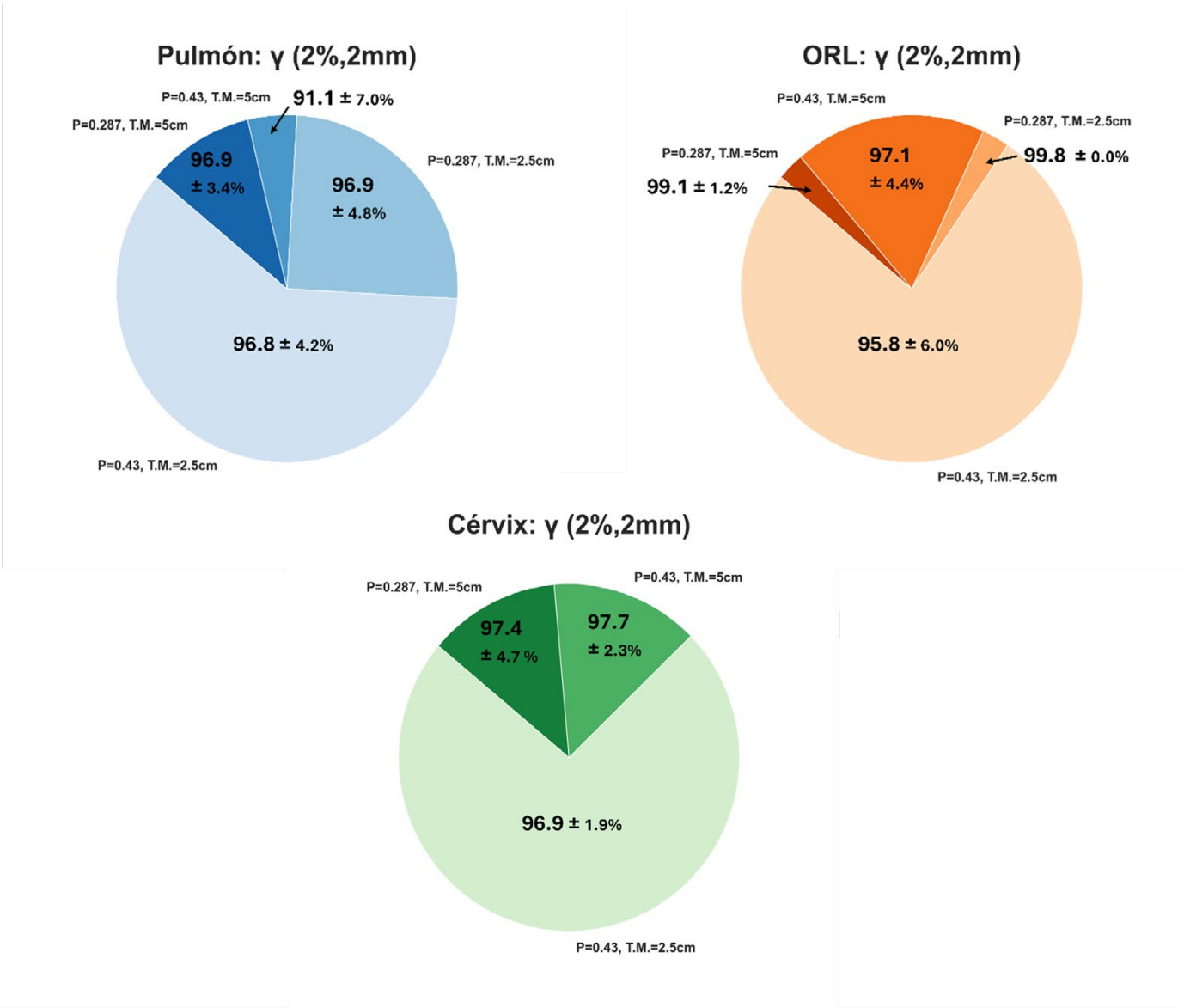


***Figura 1**: Índice γ (2%,2 mm) en función del valor de pitch y el tamaño de mordaza. Tamaño de cada sector proporcional al número de pacientes con dicha configuración en cada una de las localizaciones (sup.izqda.: pulmón, sup. dcha.: ORL e inferior: cérvix).*

El valor medio del Índice Gamma local 2%/2mm es 96.57%, 97.14% en cérvix, 96.02% en ORL y 96.59% en pulmón.

En pulmón y ORL se maximiza el Índice Gamma con pitch=0.287 y mordazas de 2.5 cm, reduciéndose significativamente para pulmón con pitch=0.43 y 5 cm de tamaño de mordazas.

Para cérvix, el Índice Gamma no muestra diferencias según la configuración mordaza-pitch.

- **Estudio de la modulación**

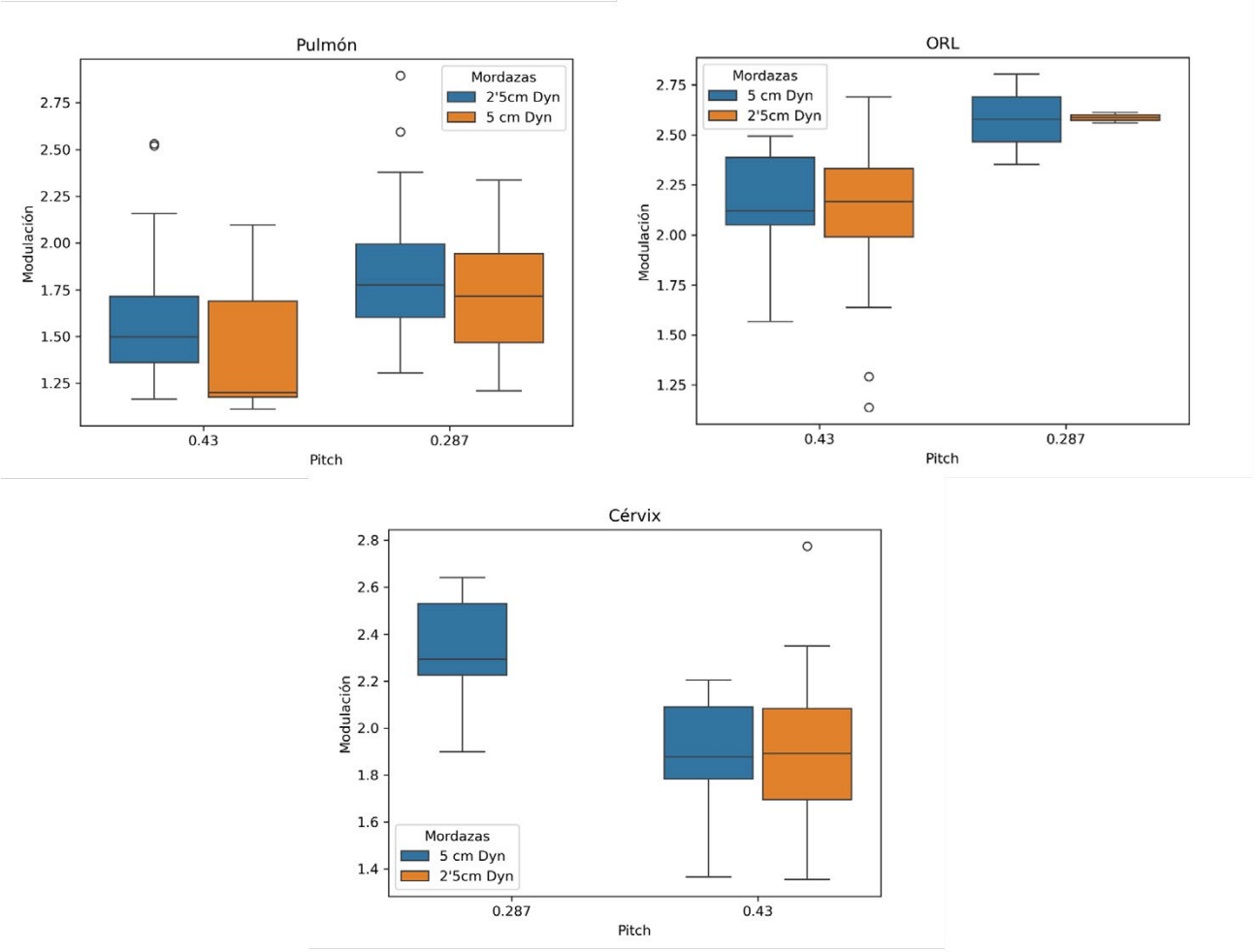


***Figura 2**: Factor de modulación en función del pitch y el tamaño de las mordazas para las distintas localizaciones (sup.izqda.: pulmón, sup. dcha.: ORL e inferior: cérvix).*

Existe relación inversa entre pitch y modulación, fruto del incremento de posibilidades de conformación gracias al avance más lento de la camilla.

La modulación se maximiza para los tratamientos de ORL, donde la presencia de gran cantidad de órganos de riesgo próximos al tumor incrementa los grados de libertad para adaptar la planificación.

Dentro de cada localización, encontramos diferencias significativas de modulación según su configuración pitch-mordazas en pulmón (p-valor=0.003472), concretamente entre pitch=0.287 y pitch=0.43 con mordazas de 2.5 cm (p-valor=0.0036) y en cérvix (p-valor=0.003607). En ORL las diferencias en modulación no son significativas (p-valor=0.08638).

CONCLUSIONES

La configuración pitch=0.43 con mordazas de 2.5 cm ha sido la más empleada en los tratamientos de las tres localizaciones.

No hay grandes diferencias en el Índice Gamma según la configuración mordaza-pitch, ni por localización.

La modulación se relaciona inversamente con la configuración mordaza-pitch, maximizándose para ORL.

IDENTIFICACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RETRASOS EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA PARA LOS PRINCIPALES TIPOS DE TUMORES

Rivas Morales, J. J. (1); Torres Donaire, J. (1); Ruiz Garcia, E. (1); Zambrano Salas, E. (1)
(1) HGUCR

INTRODUCCIÓN

Al abordar tratamientos de radioterapia externa, uno de los aspectos claves a vigilar es la duración total para verificar si se han producido retrasos, ya que existe evidencia de que interrupciones no compensadas provocan una reducción de probabilidad de control tumoral.

En el presente trabajo se analiza la situación de los retrasos producidos en el Hospital General Universitario de Ciudad Real (HGUCR) durante un año y analizados por patología.

MATERIALES Y METODOS

El HGUCR cuenta con dos equipos de Radioterapia Externa, un acelerador lineal Truebeam de Varian y un sistema de tomoterapia de Accuray.

Para analizar los retrasos, se generó un informe en Aria, donde se recogían los tratamientos realizados desde Octubre de 2023 a Noviembre de 2024, recopilando el tipo de lesión, las fracciones planificadas, tratadas y las que quedaban por tratar, asi como el primer y último día de tratamiento.

Con esta información se estableció una correlación entre los días planificados y los días que realmente duró.

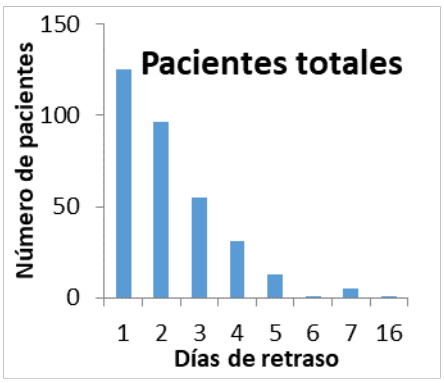
Para su análisis, la información recolectada se estructuró según tipo de lesión, en: Próstata, Mama, Recto, Pulmón, Cabeza y Cuello y Ginecológicos

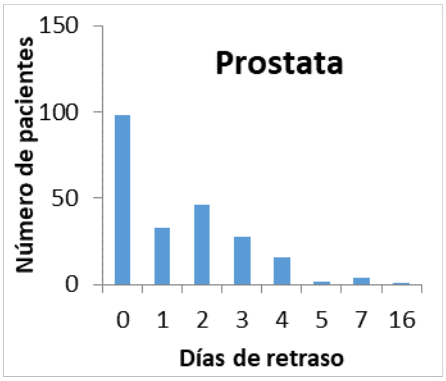
RESULTADOS

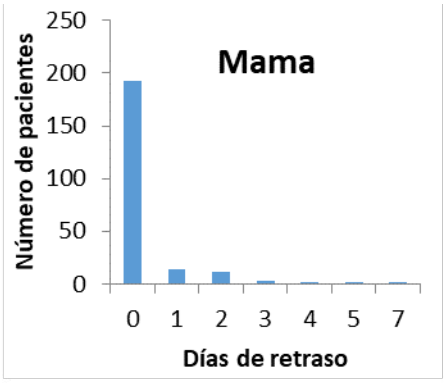
Se obtuvo que de de 1119 pacientes, 325 (29,04%) tuvieron algún tipo de retraso.

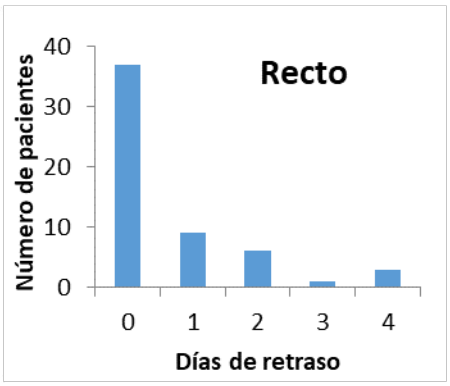
En cuanto a por localización los resultados se adjuntan a continuación:

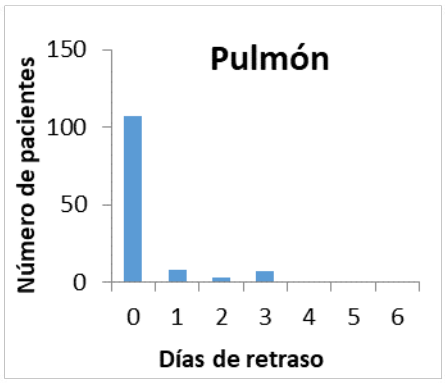
	Próstata	Mama	Recto	Pulmón	Cabeza y cuello	Ginecológicos
Media días de retraso	1,43	0,27	0,64	0,39	0,56	1,25
% de pacientes con retraso	57,02%	13,84 %	33,93 %	16,41%	35,56%	62,50%
% de pacientes con más de 2 días de retraso	22,37%	2,68%	7,14%	7,81%	6,67%	12,50%

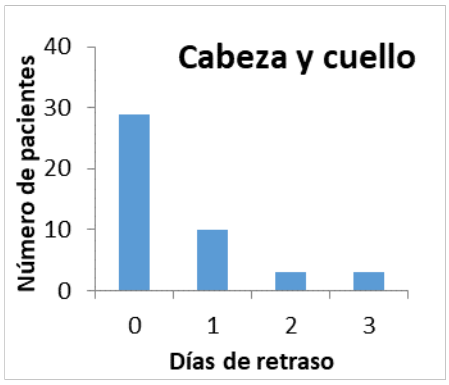


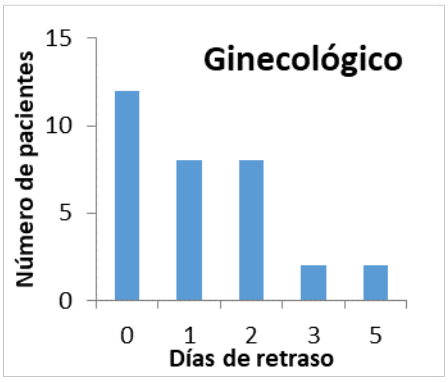












DISCUSIÓN

Como ciertas paradas son inevitables, debe existir un protocolo para compensarlas. La división en categorías del documento del Royal Collegue indica una primera para, entre otros, recto, pulmón, cabeza y cuello y ginecológicos y donde se expresa que hay evidencia muy sólida de que la prolongación del tiempo total de tratamiento afecta al resultado final y al control local del tumor (tasas de curación). La segunda categoría incluiría próstata y mama, donde se indica que no deberían de prolongarse más de 2 días y deberían de adoptarse medidas de compensación cuando el retraso exceda los 5 días.

Aunque en nuestro hospital se realiza compensación de ciertos pacientes en sábados, se observa que no es suficiente para mantener el tiempo total de tratamiento en un porcentaje importante de cabeza y cuello, ginecológicos, recto y pulmón.

Respecto a patología de mama tenemos un cumplimiento aceptable (tratamientos hipofraccionados), pero no tanto en próstata. Los retrasos se deben a diversas causas como paradas programadas y no programadas, festivos, ausencias del paciente, que deben reflejarse mejor en nuestro protocolo de compensación.

CONCLUSIÓN

Se observa como ninguna patología tiene un retraso medio de más de 2 días, por tanto se cumple con los protocolos establecidos, si bien como mejora debería plantearse tomar medidas de compensación para mama y próstata en aquellas situaciones en las que el tratamiento exceda los 5 días de retraso.

Asimismo las patologías incluidas en la primera categoría presentan tasas de retraso aceptables, por lo que la compensación tratando los sábados parece ser una solución bastante adecuada, si bien se deben explorar mas sistemas de compensación para determinados casos.

BIBLIOGRAFÍA

"The timely delivery of radical radiotherapy: guidelines for the management of unscheduled treatment interruptions, fourth edition", The Royal College of Radiologists;

ANÁLISIS LA MEDIDA DE CALIDAD DE LOS HACES DE FOTONES MEDIANTE EL DISPOSITIVO QUICKCHECK DE PTW

Fernández Albarrán, J. A. (1); Diaz Tomé, L. (1); Guerrero Blanca, J. A. (1); Guirado Llorente, D. (1)
(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio, Granada

INTRODUCCIÓN

QuickCheck de PTW es un dispositivo de control frecuente que permite estimar con un único disparo varios parámetros del haz gracias a 13 cámaras de ionización que registran la medida de carga de manera independiente. La calidad del haz queda evaluada por el parámetro Beam Quality Factor (BQF), este valor es suficiente para efectuar el seguimiento estadístico, pero no ofrece información directa sobre la calidad real del haz. El presente estudio evalúa la correlación entre el BQF y el factor de calidad determinado en condiciones de referencia (TPR20,10 o J20/J10) [1].

MATERIAL Y MÉTODOS

En un acelerador de electrones de uso clínico, actuando sobre la corriente del imán deflector (IBM), es posible desplazar la ventana energética de los electrones que golpean el blanco, lo que permite variar la calidad del haz. Esta variación en la trayectoria de los electrones podría suponer una falta de homogeneidad en los perfiles de fotones generados con respecto a las condiciones habituales de funcionamiento, lo que afectaría a las medidas del QuickCheck por la disposición no central de las cámaras [2]; se hace necesario por tanto corregir por la falta de homogeneidad. Se realizó dosimetría relativa caracterizando el porcentaje de dosis en profundidad y los perfiles de dosis para diferentes valores de IBM y para fotones de 6, 10 y 15 MV generados por un acelerador Elekta Infinity. Posteriormente, se tomaron medidas con QuickCheck y se correlacionaron los resultados con los valores obtenidos de J20/J10. Gracias a datos facilitados por la empresa PTW es posible obtener la conversión entre las lecturas de las cámaras y el BQF, esto permite estimar el BQF que se habría obtenido si la homogeneidad del haz se hubiera visto inalterada.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La capacidad para variar la calidad del haz actuando sobre la IBM es limitada y el comportamiento es análogo para las energías empleadas (Figura 1.A). La intensidad de trabajo se ubica en la zona plana en todos los casos, lo que evidencia el ajuste robusto del acelerador. La correlación entre el BQF y J20/J10 demuestra que la corrección por no uniformidad es esencial, ya que su omisión provoca una pérdida de linealidad en los datos obtenidos (Figuras 1.B y 1.C).

Estrictamente, cada energía tendrá un ajuste (Tabla 1) [3], pero un único ajuste es suficiente para caracterizar todo el rango de energías. Finalmente, se comparan los resultados utilizando como parámetro de calidad del haz el porcentaje de dosis a 10 cm (Figura 1.D), empleado en otros proptocolos dosimetricos [4].

CONCLUSIONES

Para el dispositivo QuickCheck se puede establecer una única relación lineal entre BQF y J20/J10 para todo el espectro de energía muestreado. La corrección por no uniformidad es esencial para la fiabilidad de los datos obtenidos.

REFERENCIAS

Lliso et al. Rev Fis Med 2024;1:77-122

de la Vega,et al Radiother Oncol 2008;86:109-13

Speight et al. J App Med Phys 2011;12(2)3366

Klie et al. Med Phys 2009;36:22-32

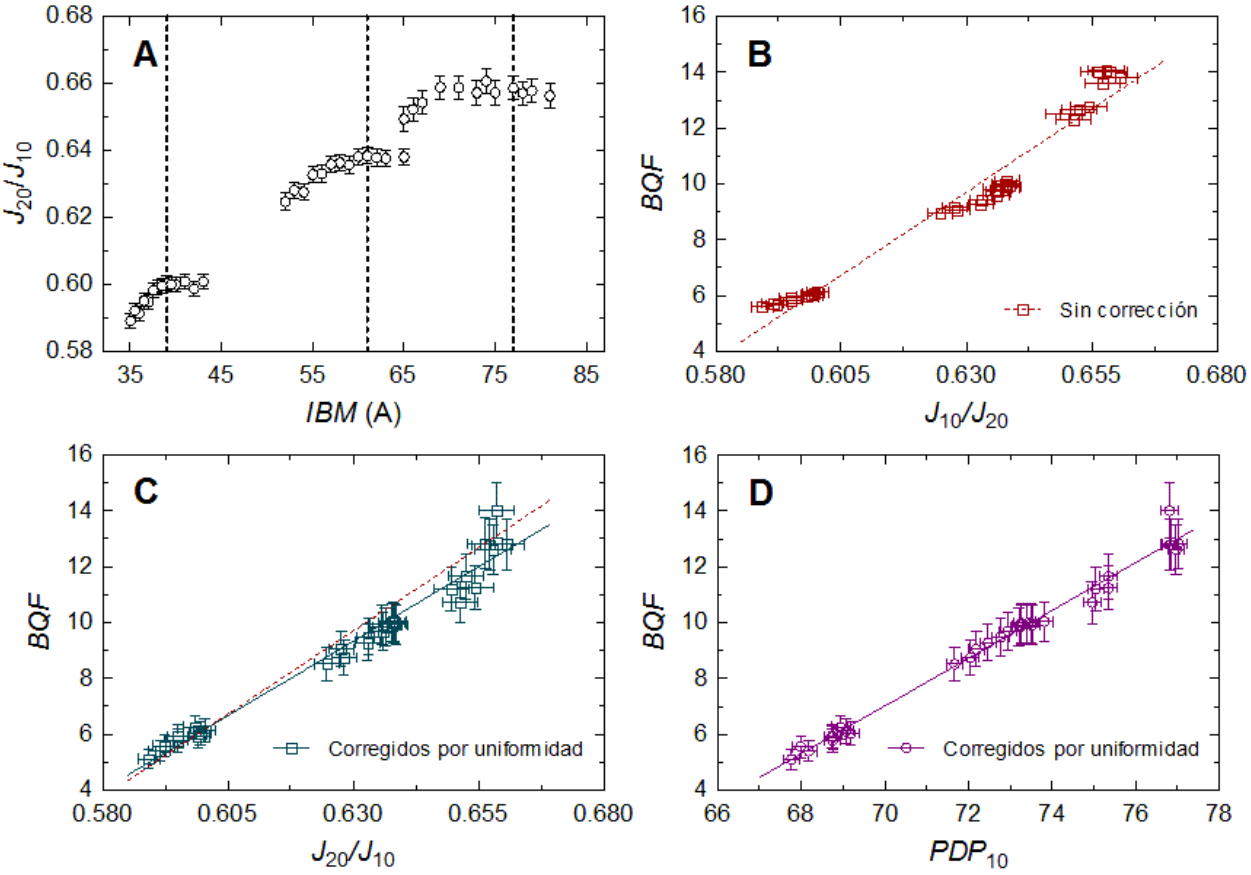


Figura 1. (A) Valores del cociente J_{20}/J_{10} determinados a partir de las curvas de rendimiento en profundidad en agua en función de la corriente de *bending magnet* del acelerador; las líneas de trazos verticales indican el valor de la corriente de funcionamiento usual. (B) Valores del factor de calidad obtenidos mediante el dispositivo QuickCheck frente al cociente J_{20}/J_{10} cuando no se realiza corrección por uniformidad, junto con el ajuste lineal a los datos experimentales. (C) Valores del factor de calidad frente al cociente J_{20}/J_{10} cuando se hace corrección por uniformidad, junto con los ajustes lineales a los datos experimentales con y sin corrección por uniformidad (líneas continua y de trazos, respectivamente). (D) Valores del factor de calidad frente al rendimiento a 10 cm en agua corregidos por la falta de uniformidad y ajuste lineal a los datos experimentales.

	a	b	R^2
J_{20}/J_{10} (Completo)	107±3	-58±2	0,9705
J_{20}/J_{10} (6 MV)	85±13	-45±8	0,8494
J_{20}/J_{10} (10 MV)	109±7	-60±5	0,9548
J_{20}/J_{10} (15 MV)	238±60	-144±39	0,6970
PDP_{10} (Completo)	0,86±0,02	-53±1	0,9879

Tabla 1. Ajustes obtenidos por mínimos cuadrados para una función lineal a los datos corregidos por uniformidad, BQF(x)=ax+b. La primera columna muestra la variable dependiente empleada y el intervalo de datos empleados entre paréntesis. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura k=1.

DESARROLLO DE BOLUS PERSONALIZADO MEDIANTE MOLDE DE IMPRESIÓN 3D PARA UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA EN UN SENO PARANASAL

Parreño Sánchez, J. C. (1); Garcia Costa, B. (1); Ochoa Caparrós, J. (1); Quirós Higueras, J. D. (1); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

En radioterapia externa, los bolus permiten optimizar la distribución de dosis y reducir la incertidumbre en superficie por la zona de acumulación. Ante un paciente con extéresis de la pirámide nasal y un lecho quirúrgico irregular, los bolus convencionales resultaron inadecuados. Por ello, se confeccionó un bolus de silicona personalizado a partir de un molde realizado mediante impresora 3D, con el fin de minimizar huecos de aire, mejorar la distribución dosimétrica, garantizar la reproducibilidad y mejorar la comodidad para el paciente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó una tomografía computarizada (TC) de la región tratada con cortes de 1 mm de espesor. En el sistema de planificación (SP) RayStation (RaySearch Laboratories AB, Suecia) se diseñó un molde negativo. Una vez diseñado, se exportó para imprimirlo con una impresora Ultimaker S3 (Ultimaker Co., Países Bajos) utilizando poliuretano termoplástico (TPU) (dureza Shore 95A) ya que su flexibilidad permite extraer el bolus con facilidad. Para el bolus se empleó silicona R PRO 10 (Reschimica, Italia), por su elasticidad y antiadherencia.

La fabricación del bolus de silicona se realizó mezclando la base y el catalizador, vertiéndolos en el molde y dejando secar antes de la extracción. Posteriormente, se evaluó la homogeneidad mediante TC. Para analizar la discrepancia dosimétrica entre la densidad electrónica asignada por el SP y la real del bolus, se comparó la dosis medida experimentalmente mediante cámara de ionización con la calculada por el SP en las mismas condiciones de referencia.

RESULTADOS

El material del bolus demostró una alta homogeneidad. El SP le asignó una densidad másica aproximada de 1,16 g/cm^3 equivalente a cartílago, material empleado para el cálculo dosimétrico. En condiciones de referencia, la diferencia entre la dosis medida y calculada fue menor al 1%, similar a las diferencias experimentales obtenidas para un bolus convencional en las mismas condiciones.

Se consiguió un bolus adaptado perfectamente a la cavidad, minimizando los huecos de aire. Previo al tratamiento se observó una regeneración del lecho tumoral. El seguimiento del paciente confirmó una buena tolerancia al bolus pese a este cambio anatómico. Esto permitió una cobertura y homogeneidad dosimétrica óptima en todo el volumen de tratamiento.

DISCUSIÓN

El bolus de silicona personalizado consiguió adaptarse a superficies irregulares, reduciendo cavidades de aire y mejorando la reproducibilidad del tratamiento. Además, la elasticidad del material permitió adaptarse a pesar de los cambios anatómicos menores sin provocar incomodidad en el paciente. La gran reproducibilidad por la personalización del bolus minimizó la incertidumbre asociada al posicionamiento existente en los bolus convenciales.

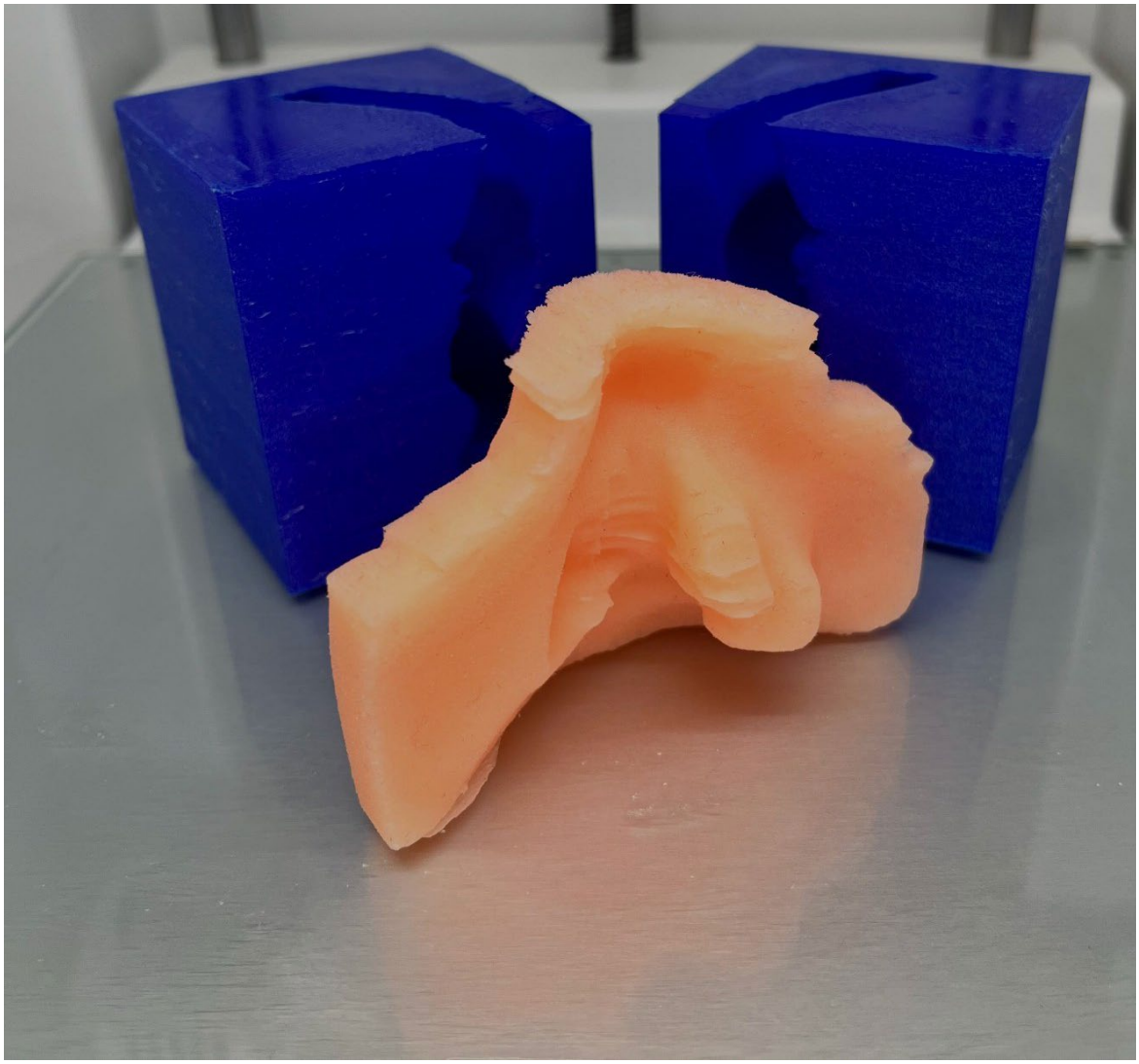
Para irregularidades poco profundas, el uso de un escáner óptico 3D puede evitar la necesidad de un TAC previo, optimizando tiempo, costo y exposición del paciente.

CONCLUSIONES

El bolus personalizado de silicona R PRO 10 se adaptó a la irregularidad superficial, minimizando huecos de aire y garantizando una distribución dosimétrica precisa. Su elasticidad permitió adaptarse a cambios anatómicos menores

durante el tratamiento. Además, sus propiedades físicas demostraron durabilidad, facilidad de limpieza y alta reproducibilidad, consolidándose como una herramienta eficaz en radioterapia personalizada.





DOSIMETRÍA IN VIVO DE DIODOS PARA PACIENTES TRATADOS CON IRRADIACIÓN DE PIEL TOTAL CON ELECTRONES

Orive Escalada, J. (1); Liñán Rodrigez, P. M. (1); Rodrígez Romero, R. (1); Gil Haro, B. (1); Zapata Paz, I. (1); Martínez Ortega, J. (1); González González, F. J. (1); Rodríguez Adames, I. J. (1); Lastres Perales, C. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

INTRODUCCIÓN

La irradiación total de piel con electrones (TSET, Total Skin Electron Therapy) es parte del tratamiento de la micosis fungoide. La dosimetría clínica se basa en medidas experimentales,utilizando un tratamiento estándar en el que solo se modifica la dosis prescrita. El correcto desarrollo del tratamiento se verifica por medio de dosimetría in vivo.

Este trabajo presenta la implantación de diodos para dosimetría in vivo de pacientes de TSET, que permite obtener datos en tiempo real, y la evaluación de los primeros resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODO

Se utilizó el sistema de diodos de SunNuclearIVD2, calibrando 8 diodos para electrones (QED) frente a una cámara Roos (Fig.1a) para la energía 6MeV de alta tasa (HDTSe) de un acelerador Varian TrueBeam. Se analizó la reproducibilidad y linealidad de los diodos.

Se evaluaron los datos registrados por los diodos en los puntos anatómicos indicados en Fig.1b, de 83 sesiones de tratamiento correspondientes a 9 pacientes irradiados con la técnica de Standford.

Cuatro pacientes fueron tratados con un esquema de 30Gy en 24 fracciones (1,25Gy/fracción), y los restantes con 12Gy en 8 fracciones (1,5Gy/fracción).

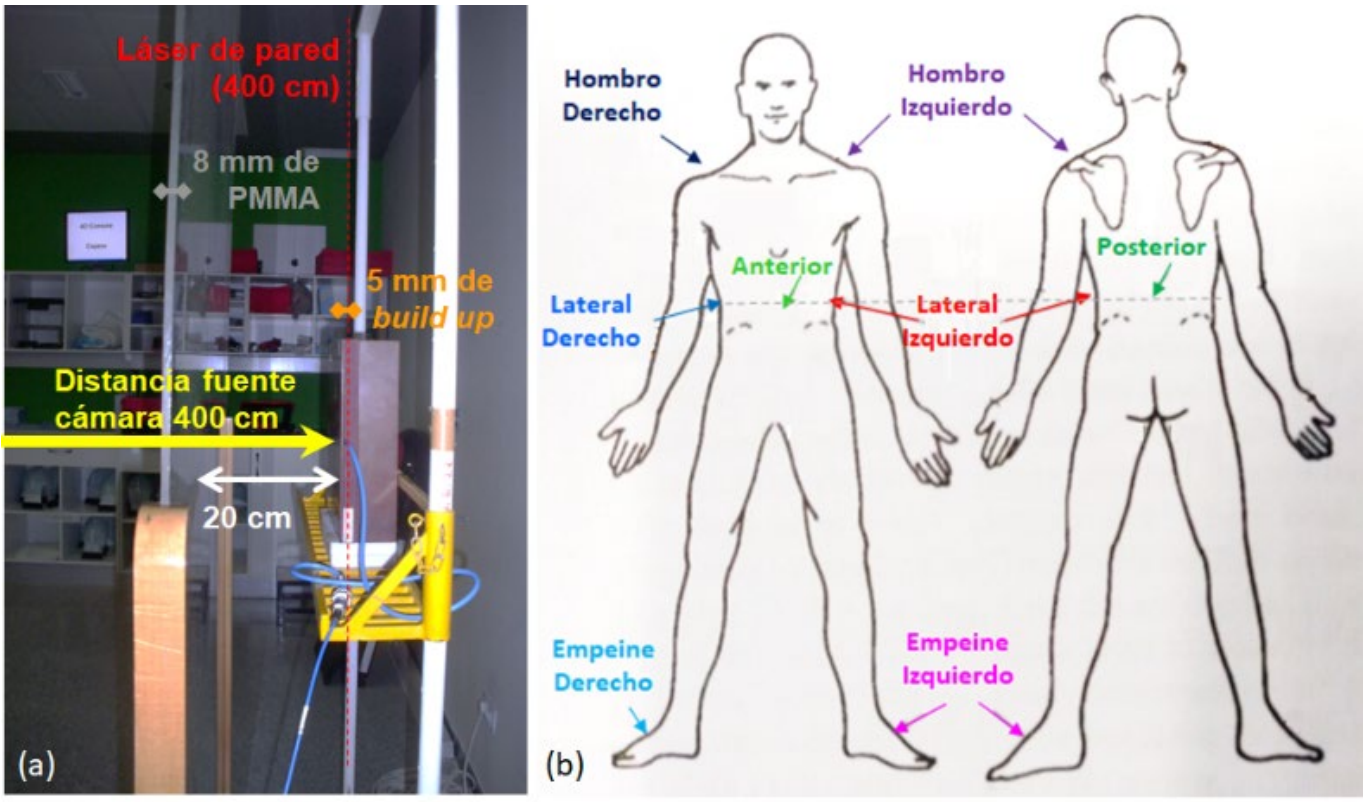


Figura 1. Montaje experimental utilizado para la calibración de diodos (a) y localización de puntos anatómicos de medida (b) para tratamientos TSET.

RESULTADOS

Se registraron oscilaciones de ±0.001 Gy en la repetición de medidas, y desviaciones <0.2% al variar la dosis.

La TABLA 1 muestra los valores medios y desviación estándar obtenidos para cada paciente y punto anatómico de medida.

		Dosis (Gy)																C.V. (%)	
		Lat. Izda		Lat. Dcha		Anterior		Posterior		Hombro Izda		Hombro Dcha		Empeine Izda		Empeine Dcha			
Paciente	Fracciones	Dosis	Desv. Pr.	Dosis	Desv. Pr.	Dosis	Desv. Pr.	Dosis	Desv. Pr.	Dosis	Desv. Pr.	Dosis	Desv. Pr.	Dosis	Desv. Pr.	Dosis	Desv. Pr.	Máx.	Medio
1	17/24	1,26	0,96%	1,10	-11,90%	1,21	-3,07%	1,07	-14,57%	1,07	-14,04%	0,97	-22,55%	1,36	8,58%	1,35	7,92%	1,93	1,43
2	11/24	1,34	7,13%	1,26	0,46%	1,42	13,64%	1,40	11,64%	1,24	-0,99%	1,21	-2,93%	1,47	17,72%	1,50	20,14%	4,09	2,06
3	9/24	1,37	-8,37%	1,47	-2,12%	1,77	18,08%	1,58	5,02%	0,82	-45,47%	0,77	-48,52%	1,60	6,91%	1,80	19,98%	6,12	5,90
4	8/8	1,35	-10,19%	1,47	-2,00%	1,68	11,71%	1,65	10,10%	1,05	-29,71%	0,88	-41,43%	1,71	13,90%	1,79	19,05%	7,58	6,83
5	7/8	1,49	-0,63%	1,34	-10,58%	1,40	-6,60%	1,47	-1,97%	1,59	5,67%	1,39	-7,67%	1,57	4,61%	1,65	10,28%	5,20	4,13
6	8/8	1,56	4,05%	1,58	5,65%	1,62	8,21%	1,55	3,28%	1,27	-15,03%	1,41	-6,21%	1,74	15,74%	1,74	15,90%	7,45	6,77
7	8/8	1,46	-2,50%	1,45	-3,01%	1,57	4,95%	1,39	-7,07%	1,49	-0,73%	1,27	-15,05%	1,61	7,34%	1,58	5,30%	7,01	6,68
8	8/8	1,20	-4,29%	1,16	-7,16%	1,34	7,37%	1,20	-3,66%	1,14	-8,57%	1,10	-11,80%	1,27	1,87%	1,27	1,68%	7,33	6,64
9	6/8	1,20	-20,07%	1,19	-20,77%	1,25	-16,63%	1,38	-7,77%	1,07	-28,99%	1,27	-15,11%	1,30	-13,32%	1,28	-14,46%	7,68	4,54
Desv. Promedio (%)		-3,8 ± 8,2		-5,7 ± 7,8		4,1 ± 11,0		-0,6 ± 8,8		-15,3 ± 16,7		-19,1 ± 15,9		7,0 ± 9,3		9,5 ± 11,3			

Tabla 1. Dosis promedio y desviaciones con respecto a la dosis de prescripción de cada paciente. Las incertidumbres de las dosis promedio son del orden de 0.1 Gy.

El coeficiente de variación máximo y medio por paciente es menor del 8% y 7%, respectivamente, observándose una disminución conforme aumenta el número de sesiones registradas, y obteniéndose valores mínimos de 2%. La desviación promedio de dosis absorbida respecto a la prescrita es de -3%, si bien presenta gran variabilidad (-49%, 20%).

El paciente 9 presenta subdosificaciones en la mayoría de los puntos, que podría deberse a una distancia del foco >4m. Por contra, las sobredosificaciones en laterales y empeines de los pacientes 3, 5 y 7 sugieren una menor distancia.

Los puntos con mayor variabilidad y desviación respecto a la dosis prescrita corresponden a hombros, observándose infradosificación[1] (-20%). Los valores promedio del conjunto de pacientes difieren respecto a la dosis prescrita en 2%, -5%, y 8% en los puntos anterior-posterior torso, laterales torso, y empeines, respectivamente.

DISCUSIÓN

Dada la buena reproducibilidad y linealidad de los diodos, la variabilidad de las medidas de pacientes se debe a incertidumbres en el posicionamiento de los diodos y/o del paciente. La colocación de los detectores puede ser operador- dependiente, así como la distancia y postura del paciente. Asimismo, tanto la presencia de lesiones cutáneas próximas a los puntos de medida, como la movilidad y estabilidad del paciente pueden afectar a su posicionamiento.

CONCLUSIONES

Se ha implementado dosimetría in vivo con diodos para TSET, monitorizando la dosis de 9 pacientes. Los resultados muestran buena fiabilidad y permiten inferir fallos en el posicionamiento de pacientes y/o detectores, si bien requieren de un control de calidad periódico.

REFERENCIAS

[1] Antolak et al. (1998).

DETERMINACIÓN DE LA HISTÉRESIS DEL ISOCENTRO MECÁNICO Y COMPARACIÓN ENTRE DIVERSOS ACELERADORES LINEALES

Benaches Magraner, L. (1); Modolell Farre, I. (1); Picón Olmos, C. (1); De La Cruz Gonzalez, M. (1); Camba Capitán, F. M. (1)
(1) Hospital Duran i Reynals

INTRODUCCIÓN

Este estudio analiza la posible histéresis en los ejes mecánicos de giro de colimador y de gantry en un acelerador lineal (LINAC).

El objetivo es determinar el valor de la histéresis en distintos modelos de LINAC y compararlos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se estudiaron seis LINAC: dos Halcyon ("Halcyon 1178, Halcyon 1286"), un Ethos, un TrueBeam STx y dos TrueBeam ("TrueBeam 3320, TrueBeam 5229"). Se utilizó el test de Winston-Lutz para cuantificar las desviaciones del isocentro de radiación. El puntero utilizado en el isocentro fue *BRAINLAB Frameless SRS QA Target Pointer*.

Se llevaron a cabo pruebas de Winston-Lutz con giros de gantry y colimador en todos los aceleradores en sentido horario y antihorario. Para cada sentido se realiza:

- **Giro de gantry**: 13 medidas en intervalos de 30°, cubriendo un rango de 179.9° a 180.1° con el colimador fijado a 0°.
- **Giro de colimador**: 13 medidas para los TrueBeam (rango de 175° a 185°) y 7 mediciones para los Halcyon y Ethos (rango de 90° a 270°), ambos en intervalos de 30° y con el gantry fijo a 0°.

Cada experimento se repitió en días diferentes, realizando un total de diez medidas para cada acelerador. Para los TrueBeam, se utilizó un campo con energía de 6 MV-FF y tamaño de 4x4cm definido por los MLC (mandíbulas a 5×5cm). En el caso de los Halcyon y Ethos, se utilizó un campo de 6FFF de 4×4cm.

El análisis de datos se llevó a cabo mediante la biblioteca Pylinac de Python.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El parámetro que se analiza en este estudio es la diferencia de distancias entre los resultados del test de Winston-Lutz tomados en un sentido de giro u otro.

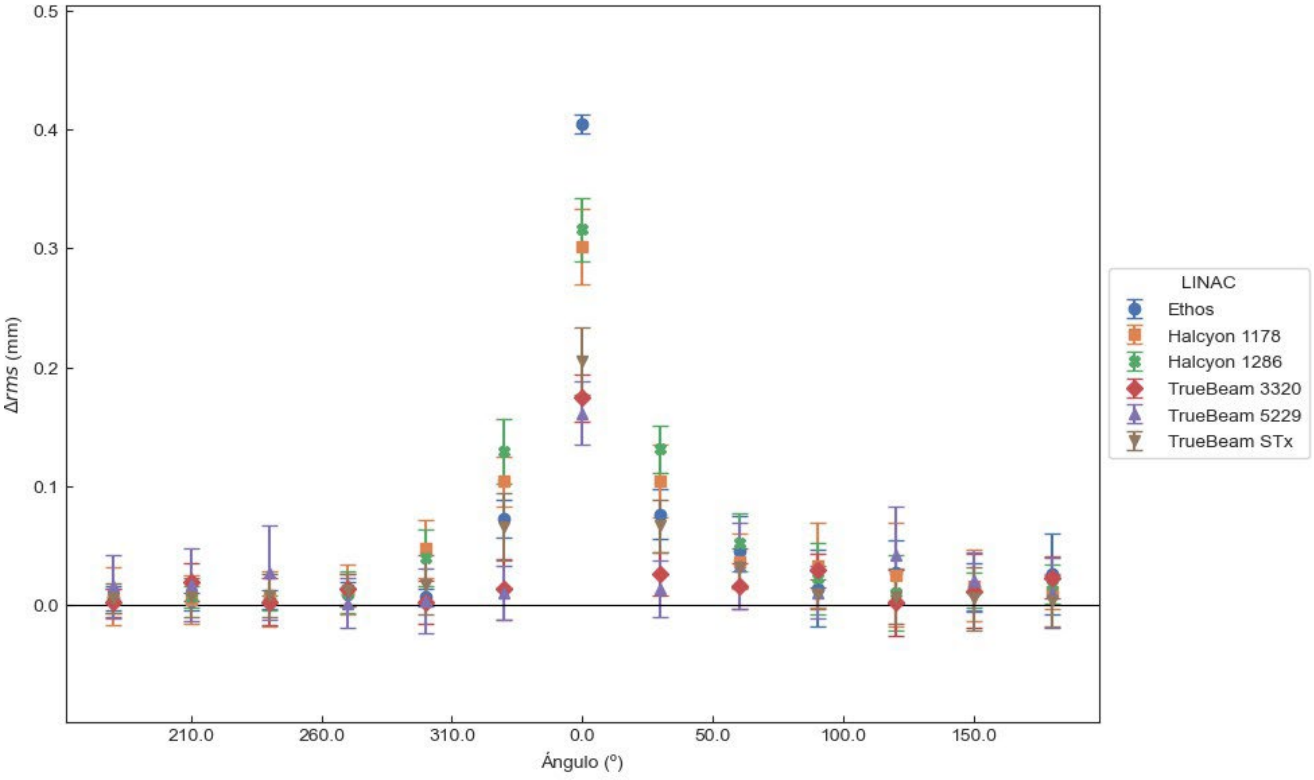


Figura 1: Diferencia en la localización del isocentro entre sentido horario y antihorario en función del ángulo de gantry y para cada LINAC.

En la FIGURA 1, se observa que las mayores desviaciones se registraron en 0° y en los ángulos colindantes (30°, 330°), confirmando así una histéresis en el movimiento de gantry para estos ángulos. Se observa también que el efecto es mayor en los Halcyon, particularmente en el Ethos, donde se alcanzó un valor de 0.405±0.008 mm.

El análisis de las componentes en el sistema de coordenadas de la imagen, *{u,v}*, muestra que la componente *u* (horizontal), es la que presenta una mayor contribución a la histéresis.

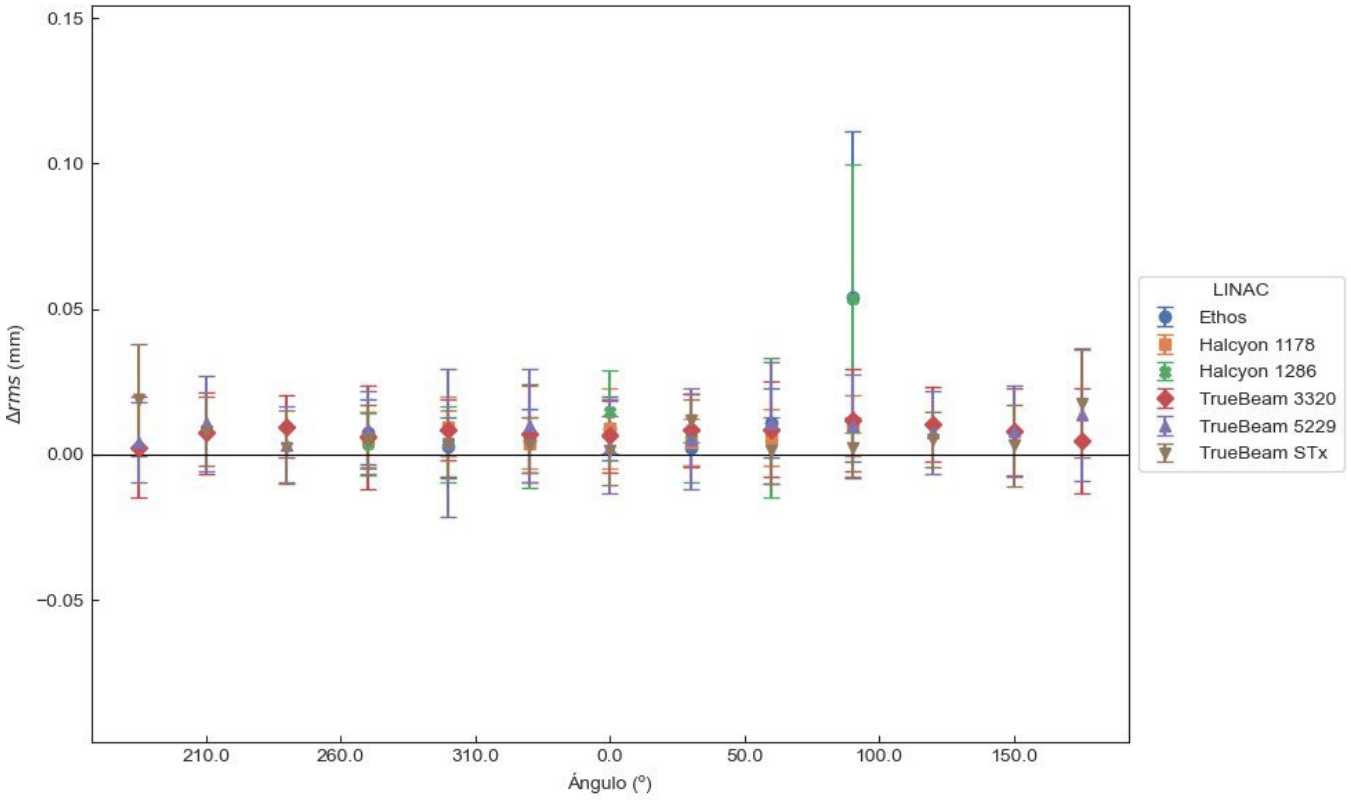


Figura 2: Diferencia en la localización del isocentro entre sentido horario y antihorario en función del ángulo de colimador y para cada LINAC.

En la FIGURA 2 se muestra que los valores de las diferencias fueron prácticamente nulos, descartando la presencia de histéresis en el movimiento de colimador. Sin embargo, se identificó una ligera desviación y una mayor dispersión para el ángulo de 90° en los modelos más recientes de Halcyon (Halcyon 12, Ethos).

CONCLUSIONES

Este estudio evidencia un fenómeno poco explorado: la histéresis en el movimiento de gantry en LINACs. Se identificaron diferencias significativas a 0°, dependiendo así el isocentro de si se alcanzaba dicho ángulo girando en sentido horario o antihorario. Se demuestra también el mayor efecto de histéresis para los LINAC tipo Halcyon en comparación a los TrueBeam.

MONITORIZACIÓN DE LA HIPOXIA CON 18F-FMISO-PET/TC PARA CÁNCER DE CABEZA Y CUELLO TRATADO CON RADIOTERAPIA

Gavier Moreno, L. M. (1); Zamudio Cifuentes, X. L. (1); Fechter, T. (2); Mix, M. (3); Grosu, A. L. (4); Martí-Bonmatí, L. (1); Baltas, D. (2); Carles Fariña, M. (5)

(1) La Fe Health Research Institute, Biomedical Imaging Research Group (GIBI230-PREBI) and Imaging La Fe node at Distributed Network for Biomedical Imaging (ReDIB) Unique Scientific and Technical Infrastructures (ICTS), Spain; (2) Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Medical Center, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Germany; (3) Department of Nuclear Medicine, Medical Center, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Germany; (4) Department of Radiation Oncology, Medical Center, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Germany; (5) La Fe Health Research Institute, Biomedical Imaging Research Group (GIBI230-PREBI) and Imaging La Fe node at Distributed Network for Biomedical Imaging (ReDIB) Unique Scientific and Technical Infrastructures (ICTS), Spain y Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Medical Center, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Germany

INTRODUCCIÓN

La hipoxia tumoral se caracteriza por la presencia de regiones intratumorales con bajos niveles de oxígeno, que favorece la plasticidad celular y contribuye al desarrollo de fenotipos tumorales más agresivos y resistentes a los tratamientos. Este estudio propone la monitorización longitudinal no invasiva con imagen 18F-fluoromisonidazol (18F- FMISO)-PET/TC, de regiones hipóxicas

en pacientes con carcinoma escamoso de cabeza y cuello (HNSCC) durante su tratamiento, con el objetivo de desarrollar modelos predictivos de la respuesta terapéutica basados en la evolución de la hipoxia.

MATERIAL Y MÉTODOS

Este estudio incluyó una cohorte prospectiva de 48 pacientes con HNSCC, tratados con radioterapia de intensidad modulada con una dosis total de 70 Gy en fracciones de 2 Gy: el volumen objetivo de planificación (PTV) recibió 50 Gy en 25 fracciones y el volumen de refuerzo (boost) recibió adicionalmente 20 Gy en 10 fracciones. Los pacientes fueron monitoreados mediante imagen 18F-FMISO PET/TC en la semana previa al inicio del estudio (S0) y en la segunda (S2) y quinta (S5) semana de tratamiento. Se evaluó la hipoxia tumoral analizando los cambios en el tamaño del volumen hipóxico (VH) segmentado con umbrales de contraste T/N=1.4 y de oxigenación pO2=10mmHg. Se distinguió entre hipoxia creciente (HC), estable (HE) o decreciente (HD) según la variación del volumen relativo (ΔV). Además, se distinguió entre hipoxia geográficamente estática (HgE) o geográficamente dinámica (HgD), mediante los parámetros de superposición de volúmenes: coeficiente de similitud Dice (DSC), sensibilidad (Sens), predicción positiva del volumen (PPV) y la definición de un parámetro de clasificación (PC) que los combina. Los parámetros clínicos de respuesta al tratamiento evaluados fueron: supervivencia general, supervivencia libre de progresión, recurrencia loco-regional y metástasis a distancia, mediante los análisis estadísticos de Pearson y Mann-Whitney.

RESULTADOS

La mayoría de pacientes mostraron una reducción de la hipoxia durante el tratamiento independientemente del método de segmentación: 65% en S2 y 79% en S5 para T/N=1.4, y 66% en S2 y 75% en S5 para pO2=10mmHg.

Respecto a la localización, el 40% de los pacientes presentó hipoxia geográficamente estable para 1.4, frente al 2% para 10mmHg. En la evaluación de la respuesta al tratamiento, ninguno de los parámetros mostró predicción significativa simultáneamente para ambos métodos de segmentación y en ambas semanas.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos respaldan el uso de 18F-FMISO PET/TC para la evaluación de la hipoxia, ya que se ha demostrado su variación en tamaño y localización durante el tratamiento, con una tendencia a disminuir. Aunque este modelo de pronóstico univariable preliminar no ha mostrado predicciones significativas independientemente del método de segmentación, se está trabajando en un modelo multivariable que incluirá variables clínicas como la edad, la condición de fumador y el estatus del virus del papiloma, permitiendo identificar pacientes cuya respuesta al tratamiento pueda mejorar con la aplicación de tratamientos alternativos.

ESTUDIO EXPERIMENTAL Y SIMULACIÓN MONTECARLO DE VARIABLES DOSIMÉTRICAS Y MICRODOSIMÉTRICAS CON UN HAZ MONOENERGÉTICO DE PROTONTERAPIA

Chamorro Claver, N. (1); Ibañez, M. (1); Lagares, J. I. (1); Petringa, G. (2); Guarrera, M. C. (2); Viñals, A. (3); Fayos Solá, R. (3); Fernández, A. M. (1); Luján, V. M. (1); Chamizo Hermosilla, D. (4); Azcona, J. D. (3); Morcillo, M. A. (1); Arce Dubois, P. (1)
(1) CIEMAT; (2) INFN; (3) Clínica Universidad de Navarra; (4) Universidad Complutense de Madrid

INTRODUCCIÓN

La protonterapia es una técnica de radioterapia externa avanzada que permite administrar dosis con alta precisión. Sin embargo, las incertidumbres radiobiológicas y dosimétricas limitan su efectividad clínica. Estas incertidumbres incluyen la variabilidad de la Transferencia Lineal de Energía (LET) y la eficacia biológica relativa (RBE), factores clave en la planificación de los tratamientos. Este trabajo combina simulaciones Monte Carlo (MC) y medidas experimentales microdosimétricas para mejorar la calidad de la planificación del tratamiento. En concreto, las predicciones de efectos biológicos para diferentes valores de LETxDosis, y así optimizar tanto los marcos clínicos como los preclínicos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizaron cálculos dosimétricos mediante simulaciones MC con GAMOS/Geant4 para un haz de protones de 70.2 MeV del sistema ProBeat-CR en la Clínica Universidad de Navarra (CUN) y material PMMA (polimetilmetacrilato). A partir de estos cálculos, se obtuvo la curva de LETd de protones primarios en función de la profundidad de PMMA atravesada. Por otro lado, se utilizó el detector MicroPlus Probe, que permite medir espectros de energía lineal y valores promedio de LET. Estas medidas se adquirieron en diferentes posiciones de la curva PDD (Porcentaje de la Dosis en Profundidad). Para conseguir dichas profundidades, fueron

necesarios bloques de PMMA de diferentes espesores, fabricados y caracterizados con alta precisión. La variabilidad de dichos bloques está por debajo de +/-0.01 mm, que asegura una confiabilidad experimental en la medida de LET.

RESULTADOS

Se observaron diferencias significativas entre las medidas experimentales y las simulaciones. Las simulaciones (LETd de protones), muestran valores más altos, de hasta 24 keV/um (Figura.1). Las medidas experimentales, los valores promedio de LET obtenidos a partir de la energía depositada de todas las partículas captadas por el MicroPlus Probe, presentan valores más bajos, de hasta 17 keV/um. (Figura.2)

Por otro lado, tanto las simulaciones como las medidas experimentales evidenciaron cómo la LET y el espectro de energía lineal varían a lo largo de las diferentes profundidades consideradas en el PDD (Figuras 1 y 2)

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos destacan la importancia de integrar medidas experimentales con simulaciones avanzadas para obtener resultados más precisos y representativos de las condiciones reales. Las discrepancias observadas entre los valores de LET simulados y experimentales pueden derivar de varios factores: sobreestimación de LET por los modelos o las energías de corte utilizadas en las simulaciones; limitaciones de los detectores experimentales relacionadas con la geometría y sensibilidad de éstos.

CONCLUSIONES

Las validaciones experimentales permiten afinar los parámetros utilizados en los algoritmos de cálculo en GAMOS, mejorando su utilidad en la práctica clínica y proporcionando una base esencial para refinar los modelos radiobiológicos empleados en la predicción de RBE. Estas mejoras contribuirán a ofrecer tratamientos que minimicen la toxicidad en órganos de riesgo y mejoren los resultados clínicos.

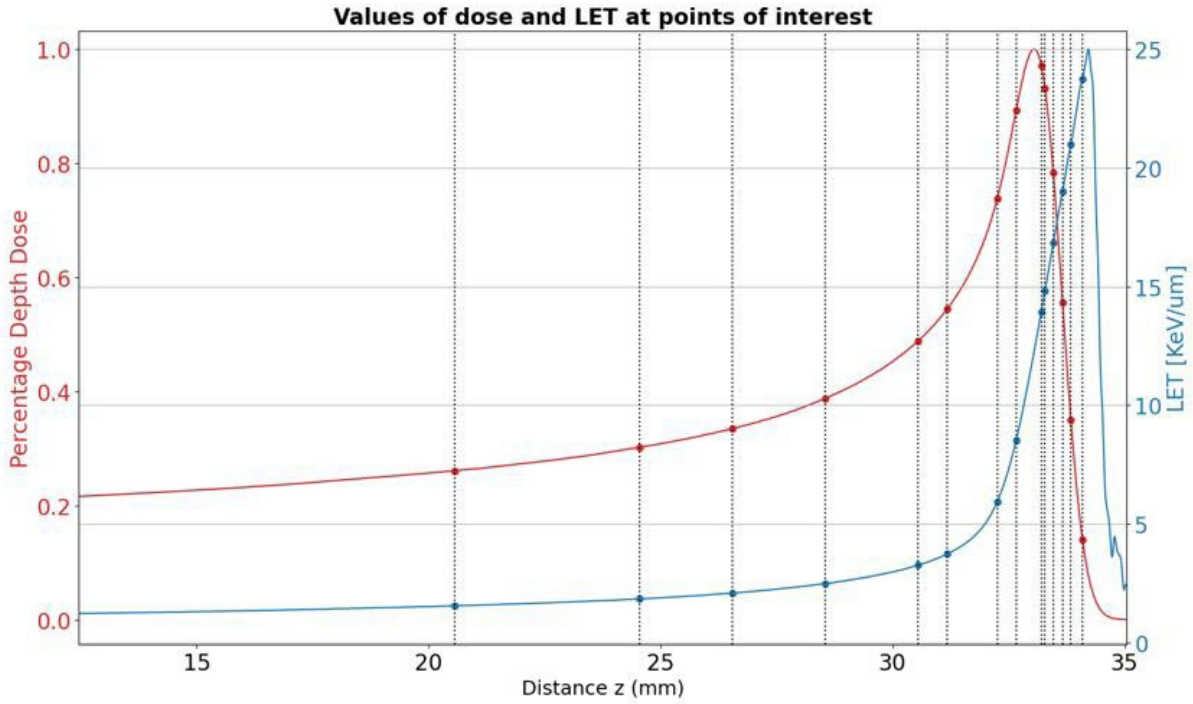


Figura 1. Simulación MC con Gamos/Geant4 para un haz de protones de 70.2 MeV del sistema ProBeat-CR en la CUN y material PMMA. La curva roja representa el PDD, mientras que la curva azul representa los valores de LETd considerando exclusivamente protones primarios.

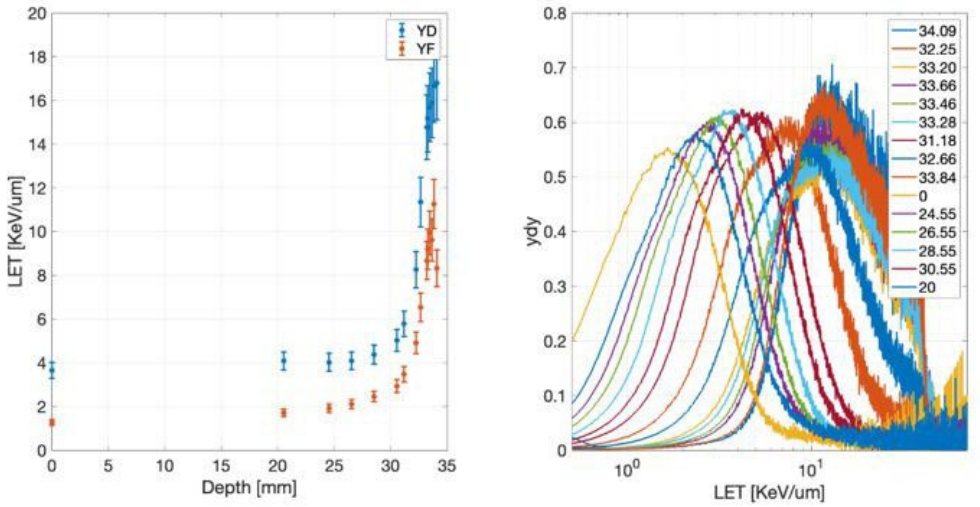


Figura 2. Medidas obtenidas con el detector microdosimétrico MicroPlus Probe con un haz de protones de 70.2MeV del sistema ProBeat-CR en la CUN utilizando bloques de PMMA. A) Valor medio de LET en función de la profundidad de PMMA atravesada. En azul, los valores correspondientes a la energía lineal promedio dosimétrica. En rojo, los valores correspondientes a la energía lineal promedio estadística. B) Espectro microdosimétrico (y*dy) en función de LET. El color de la curva corresponde a la profundidad de PMMA atravesada (mm)

INFLUENCIA DOSIMÉTRICA EN TRATAMIENTO DE RADIOCIRUGÍA PARA NEURALGIA DEL TRIGÉMINO TRAS COMETER UN ERROR EN LA ELECCIÓN DEL CONO

García Iglesias, N. (1); Maerín Verganzones, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Fuentemilla Urío, N. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Miquélez Alonso, S. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de radiocirugía de neuralgia del trigémino realizados se suelen emplear conos para la irradiación del nervio afectado. Antes de proceder con el tratamiento, se realizan comprobaciones de los parámetros geométricos y dosimétricos del acelerador para garantizar la precisión del mismo. Entre estas comprobaciones, en nuestro centro se incluye un test de Winston-Lutz utilizando un cono de 10 mm de diámetro en el plano isocéntrico, debido a limitaciones del maniquí. Sin embargo, el tratamiento clínico se lleva a cabo con un cono de 4 mm, lo que requiere una calibración cruzada entre ambos conos. Aunque es poco probable, existe la posibilidad de que el tratamiento se realice por error con el cono de 10 mm. El objetivo de este estudio es cuantificar las diferencias dosimétricas derivadas de este error.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha calculado un plan modelo con ambos conos para evaluar las diferencias. El tratamiento se realiza utilizando un acelerador TrueBeam (Varian), con un cono de Brainlab de 4 mm de diámetro. El planificador empleado es Eclipse, con el módulo Cone Planning y el algoritmo de cálculo Eclipse Cone Dose Calculation (Versión 16.1.0). En primer lugar, se ha planificado el tratamiento con el cono de 4 mm (plan Cono4mm), prescribiendo una dosis puntual de 90 Gy en el isocentro. Posteriormente, se ha recalculado el mismo plan (mismas unidades de monitor por campo) empleando el cono de 10 mm (plan Cono10mm). Las diferencias dosimétricas entre ambos planes han sido evaluadas.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se ha obtenido una dosis de 126,9 Gy en el isocentro para el plan Cono10mm, en comparación con la dosis prescrita a punto de 90 Gy para el plan Cono4mm. Se han comparado también las diferencias dosimétricas en órganos a riesgo. En particular, las diferencias que afectan al tronco cerebral y a los hipocampos se reflejan en la Tabla 1.

Estructura	Metas Clínicas	*Cono4mm*	*Cono10mm*
Tronco cerebral	D0,03cc < 12,5 Gy	6,8 Gy	44,4 Gy
	V10Gy < 0,5 cc	0,0 cc	1,7 cc
Hipocampos	D100% < 4,2 Gy	0,0 Gy	0,0 Gy
	D40% < 4,5 Gy	0,7 Gy	4,1 Gy
Isodosis 80 Gy	V80Gy	0,0 cc	0,7 cc
Isodosis 60 Gy	V60Gy	0,0 cc	0,9 cc

Tabla 1.- Comparativa de la D0,03cc y V10Gy evaluadas en el tronco cerebral; la D100% y D40% en el volumen sumado de los dos hipocampos; y el volumen de las isodosis de 80 y 60 Gy para el tratamiento con el cono de 4 y 10 mm.

La dosis en el isocentro para plan Cono10mm representa un 41% más respecto a la dosis prescrita de 90 Gy en el plan Cono4mm. Este aumento significativo de la dosis se debe principalmente a la mayor contribución lateral de radiación dispersa asociada al cono de 10 mm. Además, se observa un incremento considerable en el volumen cubierto por los diferentes niveles de isodosis en los tres planos anatómicos para el plan Cono10mm, como se muestra en la FIGURA 1.

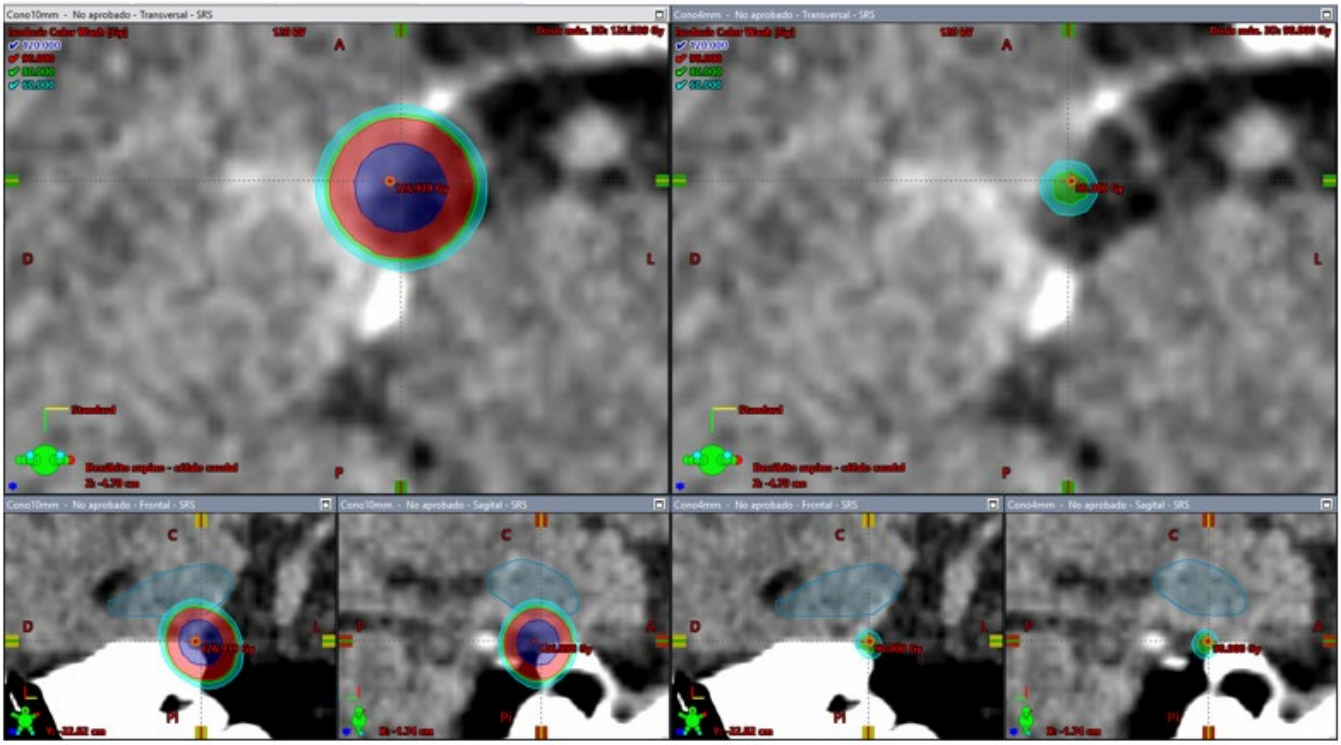


Figura 1.- Vista de niveles de isodosis de 120, 90, 80 y 60 Gy en los cortes axial, coronal y sagital para los planes Cono10mm (izquierda) y Cono4mm (derecha).

CONCLUSIONES

Un error en la selección del cono genera un aumento significativo de la dosis administrada, así como una mayor irradiación de tejidos adyacentes, lo cual podría tener consecuencias devastadoras para el paciente. Por ello, se subraya la importancia de implementar controles estrictos para evitar este tipo de errores.

MÉTODO DE OBTENCIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS PARA TRATAMIENTOS EN EL CYBERKNIFE BASADO EN MACHINE LEARNING

Estrada Pastor, O. (1); Sánchez Carrascal, M. (1); Suárez Baraza, T. (1); Madán Rodríguez, C. (1); Cipitria Herrero, J. (1); Sadía Morán, A. (1)
(1) Hospital Universitario Doctor Negrín Gran Canaria

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radiocirugía que se realizan en el Cyberknife contienen zonas con un alto gradiente de dosis. Es por ello, que una comprobación de la precisión espacial y dosimétrica del tratamiento es mandatoria. Las películas radiocrómicas disponen de una resolución espacial del orden de los ▫m y disponen de un amplio rango de sensibilidad dosimétrica; esto es, de 0.2 a 10 Gy. Estas características les convierte en un buen instrumento de verificación de tratamientos de pacientes tratados en el Cyberknife. En este trabajo, hemos desarrollado un método de obtención de la curva de calibración de las películas radiocrómicas, cuya ventaja principal respecto al método implementado en la actualidad en nuestro hospital, es la drástica reducción de irradiaciones de películas necesarias [1].

MATERIALES Y MÉTODOS

Este trabajo se basa en la obtención de una curva de calibración genérica considerando todos los lotes Gafchromic EBT3 irradiados desde el año 2021 hasta 2024. A cada uno de estos lotes, se les ha realizado un ajuste de la densidad óptica en función de la dosis a la función racional que describe el fabricante [2]. A continuación, hemos extraído una nube de puntos de alta densidad a partir de la interpolación de las diferentes curvas, a la que hemos aplicado el modelo SVR de Machine Learning (ML).

Finalmente, para el lote que queremos extraer su curva de calibración, considerando la curva genérica ML, realizamos un ajuste pesado a la función racional del fabricante, dando más peso a los dos puntos medidos en el lote (i.e. 0 y 7 Gy). La curva de calibración de dicho lote es finalmente incorporada al software de verificación de pacientes.

RESULTADOS

La Figura 1 muestra la curva de ajuste obtenida para el lote (en cyan), tras haber considerado la curva genérica de ML (en rojo) y los puntos medidos de 0 y 7 Gy, respectivamente (en cyan).

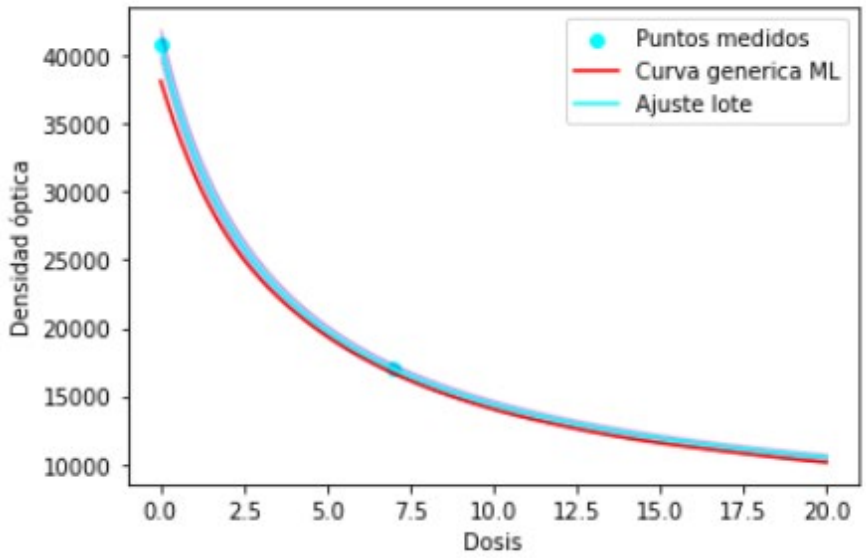


Figura 1: Curva de ajuste obtenida para el lote usando los puntos de 0 y 7 Gy (en cyan). La franja de error ha sido calculada por propagación de errores de los parámetros del ajuste del lote.

Tras incorporar y generar dicha curva de calibración, ésta se ha comparado con la gamma (2,2) para una película de un paciente real con la curva de calibración generada usando el método actual de verificación (i.e. usando varias irradiaciones en el intervalo de 0 a 20 Gy). El resultado es que con el nuevo método pasan un 99% de los puntos (ver FIGURA 2) frente al 95.6% con el método actual.

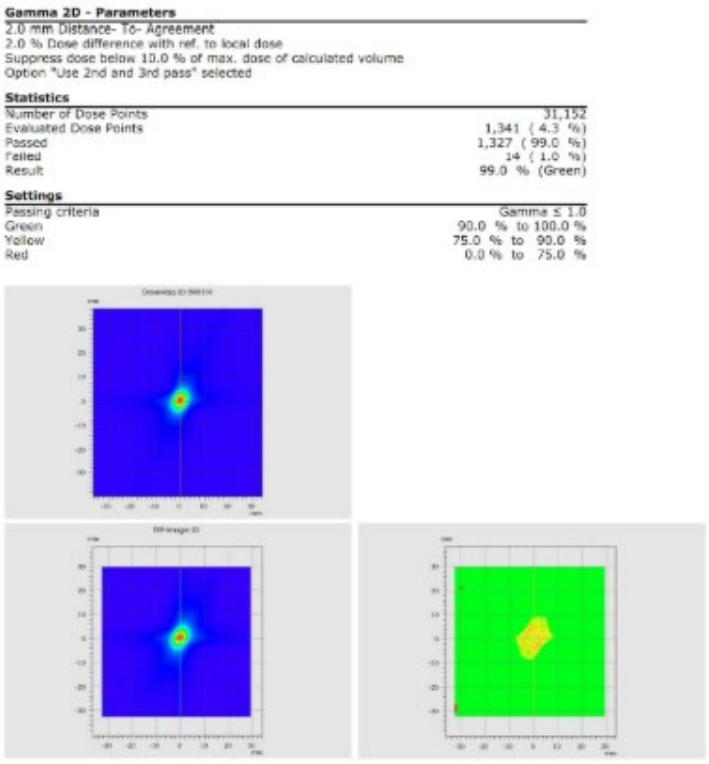


Figura 2: Verificación del tratamiento de un paciente real con la gamma (2,2) del tratamiento planificado en el plano coronal y el tratamiento medido sobre una película radiocrómica.

DISCUSIÓN

El nuevo método de cálculo de la curva de calibración de películas dosimétricas para verificación de tratamientos en el Cyberknife permite ahorrar películas y tiempo debido a que se precisan solamente dos películas (una sin irradiar).

CONCLUSIONES

El nuevo método implementado usando ML combinado con un ajuste pesado mejora el porcentaje de puntos que pasan la métrica gamma, con respecto al método actual, atribuible a la mejora en las zonas centrales y del halo de la película de verificación del tratamiento.

REFERENCIAS

LEWIS ET AL. (2012). AN EFFICIENT PROTOCOL FOR RADIOCHROMIC FILM DOSIMETRY COMBINING CALIBRATION AND MEASUREMENT IN A SINGLE SCAN. MEDICAL PHYSICS VOLUME 39

GAFCHROMIC DOSIMETRY, TYPE EBT3.

ESTUDIO DE LA MODULACIÓN EN LOS HACES DE PLANIFICACIONES DE TUMORES MAMARIOS CON VMAT Y DOS ARCOS TANGENCIALES

Castillo Peña, P. (1); Jiménez Puertas, S. (1); González González, T. (1); Sánchez Casi, M. (1); González Rodríguez, A. (1)
(1) Hospital Universitario Miguel Servet

INTRODUCCIÓN

Las planificaciones de tumores mamarios pueden plantearse con dos arcos VMAT tangenciales simulando la clásica planificación 3D evitando dosis altas en corazón y pulmón ipsi-lateral, con un arco VMAT de aproximadamente 180°-200°, o con una hibridación de técnicas 3D y VMAT.

El objetivo es analizar una posible tendencia a una diferente modulación en planes VMAT con 2 arcos <50° o ≥50°; además de su variación entre arcos externos e internos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han elegido retrospectivamente 17 pacientes con localización tumoral de mama, con prescripción de 48 Gy para el tumor boost y 40,05 Gy para el tumor mamario; 15 sesiones. Se han planificado en Monaco (Elekta) con dos arcos tangenciales, de ida y vuelta, y técnica VMAT. Para cada paciente se realizan dos planes, uno con arcos <50° y otro con arcos ≥50°. Ambos planes cumplían los criterios médicos con valores similares en el histograma dosis-volumen de todas las estructuras. Se midieron los planes verificación pre-tratamiento en la matriz Octavius1500 y maniquí Octavius4D (PTW). El porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma global γ(3mm3%) (passing rate) en nuestro centro ha de ser >95% con umbral de 10% de la dosis máxima medida (Dmax). Para la modulación de los haces, se han analizado los passing rates para γ(2mm3%) y γ(3mm3%), globales y separados por 90% y 95% de Dmax; las unidades de monitor (UM) totales y por haz; y el índice de modulación del plan; para ambos planes. Se han analizado estadísticamente con un test t de Student de muestras apareadas (α=0.05).

RESULTADOS

Todos los planes cumplen el criterio γ(3mm3%) >95%. Se centra el estudio en γ(2mm3%) para buscar tendencias en la modulación de los haces (ver Tabla1 y Figura1).

				Intervalo de Confianza	
a	**b**	**Diferencia de medias (a-b)**	**p**	**Inferior**	**Superior**
Mod Degree ≥50º	Mod Degree <50º	0.03	0.83	-0.26	0.32
UM int ≥50º	UM ext ≥50º	-27.94	0.52	-116.82	60.94
UM int <50º	UM ext <50º	-46.25	0.31	-139.29	46.79
UM tot ≥50º	UM tot <50º	35.89	0.34	-42.04	113.83
Γ(2,3) D95% int ≥50º	Γ(2,3) D95% ext ≥50º	-2.67	0.67	-15.53	10.19
Γ(2,3) D95% int <50º	Γ(2,3) D95% ext <50º	-4.64	0.56	-21.15	11.87
Γ(2,3) D95% int ≥50º	Γ(2,3) D95% int <50º	2.15	0.79	-14.54	18.83
Γ(2,3) D95% ext ≥50º	Γ(2,3) D95% ext <50º	0.18	0.97	-10.33	10.68
Γ(2,3) D90% int ≥50º	Γ(2,3) D90% ext ≥50º	-1.08	0.83	-11.70	9.53
Γ(2,3) D90% int <50º	Γ(2,3) D90% ext <50º	-5.44	0.35	-17.47	6.59
Γ(2,3) D90% int ≥50º	Γ(2,3) D90% int <50º	6.36	0.32	-6.73	19.45
Γ(2,3) D90% ext ≥50º	Γ(2,3) D90% ext <50º	2.00	0.67	-7.73	11.73

Tabla 1: Resultados estadísticos del test t de Student de muestras apareadas siendo H_0:a=b. "Mod Degree": Índice de modulación del plan. "Int": Haz interno. "Ext": Haz externo. "Γ D95%": Passing rates >95% de Dmax. "Γ D90%": Passing rates >90% de Dmax

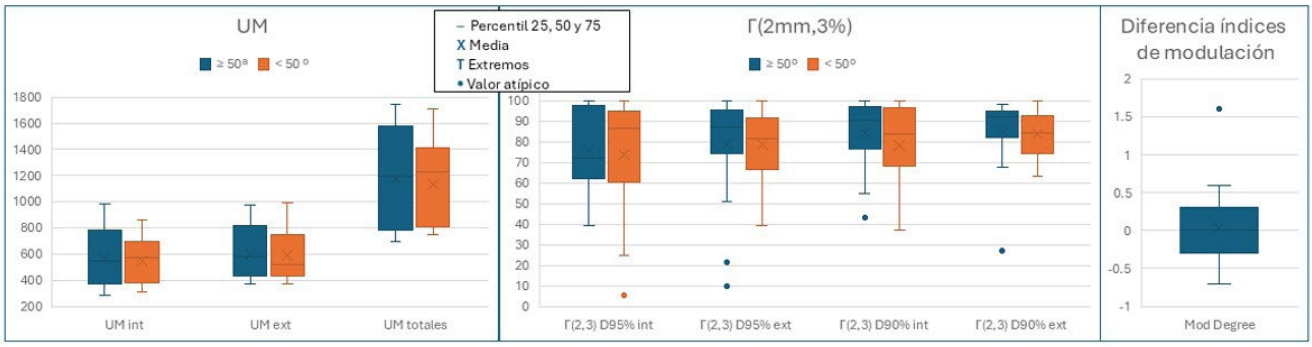


Figura 1: Para los planes con arcos ≥50º y <50º: diagrama de cajas de las UM, los passing rates de Γ(2mm,3%) y la diferencia de índices de modulación de los arcos ≥50º y <50º.

DISCUSIÓN

Aunque no se obtienen resultados estadísticamente significativos (p>>0.05), con los valores descriptivos se puede observar una pequeña tendencia a un mayor passing rate de γ(2mm3%) en planes con arcos ≥50°, para percentiles 75, 50 y 25. Aunque el número de UM sea superior en estos planes, tienen una ligera mayor reproducibilidad, y su aumento puede deberse a otros factores, como el tamaño de mama, una anatomía más próxima al pulmón, mayor convexidad, etc. En los haces externos se observan las mismas tendencias en UM y percentil 25 de γ(2mm3%), aunque en menor medida. No se observan diferencias significativas en el índice de modulación.

CONCLUSIONES

Las planificaciones de mamas con 2 arcos, independientemente de su longitud, cumplen satisfactoriamente el criterio global γ(3mm3%) y γ(2mm3%). Un análisis estadístico para planes con arcos ≥50° o <50°; así como para haces externos e internos, muestra variaciones en la modulación no estadísticamente significativas, lo que podría indicar que Monaco modula prácticamente por igual ambos arcos. Sin embargo, se observan pequeñas tendencias en UM y passing rates para dosis >90% y >95% de Dmax que podrían indicar una ligera mayor reproducibilidad en planes con arcos ≥50°, y en haces externos. Se recomienda ampliar el estudio a una mayor muestra incluyendo otras prescripciones.

EPIGRAY COMO HERRAMIENTA PARA LA EVALUACIÓN DE DOSIS EN RADIOTERAPIA: PRECISIÓN Y DETECCIÓN DE ERRORES

Castillo Peña, P. (1); Hernández Hernández, M. (1); González González, T. (1); Sánchez Casi, M. (1); González Rodríguez, A. (1); Jiménez Puertas, S. (1)
(1) Hospital Universitario Miguel Servet

INTRODUCCIÓN

EPIgray (DOSIsoft) es un software de dosimetría in vivo que calcula la dosis en puntos del paciente basándose en las imágenes adquiridas por un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) durante el tratamiento de radioterapia externa.

El objetivo de este estudio es verificar la administración de distintos tratamientos e identificar las posibles fuentes de error que llevan a la incorrecta administración de la dosis.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza un seguimiento de 12 pacientes seleccionados por tener planes más modulados o por requerir una colocación crítica en máquina. Los tratamientos se llevan a cabo en un acelerador VersaHD (Elekta) y la lectura se recoge en el EPID iViewGT.

La dosis se calcula sobre el CT de planificación utilizando un algoritmo de retroproyección de la señal adquirida por el EPID. Calcula sobre 51 puntos: un punto exportado del planificador Monaco (TPS) y otros 50 puntos que se generan automáticamente sobre las zonas calientes de dosis recibida; se compara con la dosis planificada y se calcula la desviación. La tolerancia está definida en un 5% de desviación de dosis. El estudio se considera consistente si tanto la desviación del punto del TPS como la media de las desviaciones de los 50 puntos automáticos es menor de este 5%.

En los casos en que la sesión no cumple con este criterio, se realizan los siguientes pasos para identificar el origen del error:

- Analizar la fusión del CBCT y el CT de planificación.
- Comprobar en Mosaiq la correcta administración del tratamiento.
- Evaluar detalladamente las desviaciones de cada punto de dosis mediante el módulo EPIgray Expert.
- Revisar las imágenes adquiridas por el EPID en EPIgray Expert.

RESULTADOS

El 72% de los casos analizados son consistentes dentro del margen de tolerancia. Del 28% restante, se presentan dos casos especialmente relevantes:

Review per beam / user point:

	Beams
	11
Prescription	
Predicted dose (Gy)	7.28
Reconstructed dose (Gy)	5.36
Deviation	-26.38%

Automatic review per fraction (discarded for status):

	Auto_V712
Mean predicted dose (Gy)	7.19
Mean reconstructed dose (Gy)	4.79
Mean doses relative deviation	-33.35%
Status	

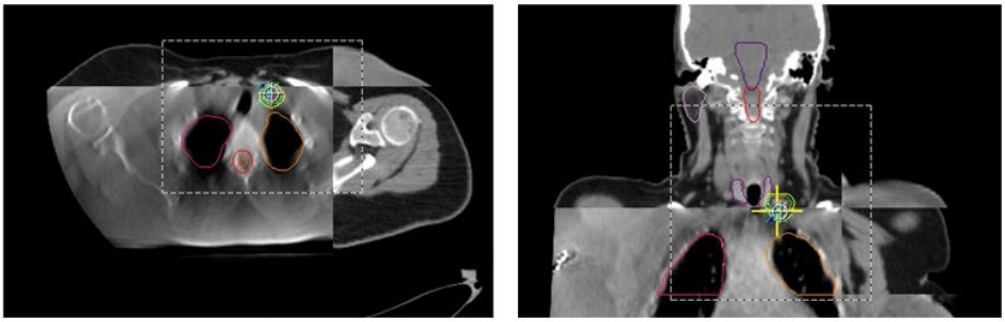


Figura 1. Caso 1: Desviaciones de una de las sesiones de tratamiento junto con el CBCT de esa sesión

Review per beam / user point:

	Beams	
	11	12
Prescription		
Predicted dose (Gy)	3.65	3.97
Reconstructed dose (Gy)	8.23	4.29
Deviation	125.09%	8.07%

Automatic review per fraction (discarded for status):

	Auto_V794
Mean predicted dose (Gy)	7.82
Mean reconstructed dose (Gy)	12.09
Mean doses relative deviation	54.64%
Status	

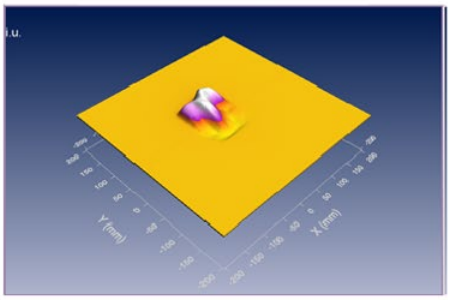


Figura 2. Caso 2: Desviaciones de una de las sesiones de tratamiento junto con la reconstrucción del valor de píxel recogido por el EPID

DISCUSIÓN

Los casos inconsistentes (28%) se atribuyen mayoritariamente a discrepancias entre el CBCT y el CT de planificación, ya sea por cambios en el volumen del paciente o por errores en la colocación de los hombros.

- Caso 1: Se detecta una desviación del -26,38% en una sesión (ver FIGURA 1). Analizando el CBCT se puede ver el incorrecto posicionamiento del paciente, siendo el volumen mayor en la entrada del haz, y no coincidiendo el hueso de la clavícula. Se concluye que la desviación puede ser debida, en este caso, a una imprecisión en el posicionamiento.
- Caso 2: En uno de los haces de tratamiento la desviación es del 125,09% (ver FIGURA 2). A pesar de la revisión del CBCT, Mosaiq y la nube de puntos generada, no se hallan causas evidentes. Sin embargo, el análisis de las imágenes del EPID muestra una saturación del panel, probablemente debida a un efecto ghosting.

CONCLUSIONES

EPIgray ha demostrado ser útil para detectar problemas de posicionamiento del paciente en el acelerador o cambios de volumen por variaciones en el peso. Además, permite cuantificar la diferencia de dosis entre la administrada y la planificada, mejorando el control del tratamiento.

ASISTENTE BASADO EN CHATGPT PARA LA RESOLUCIÓN DE INCIDENCIAS DE ACELERADORES LINEALES

Navarro-Palomas, P. (1); Guardiola-Zaragoza, P. (1); Riera-Pons, M. (1); Pié-Padró, S. (1); Fa-Asensio, X. (1); Hermida-López, M. (1)
(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron

INTRODUCCIÓN

En nuestro centro registramos incidencias relacionadas con el control de calidad de aceleradores de radioterapia en una base de datos desde 2003, pero su formato de texto no estructurado dificulta extraer conocimiento para resolver nuevas incidencias. ChatGPT (OpenAI, 2023), un Modelo Lingüístico de Gran Tamaño (LLM, Large Language Model), permite analizar y procesar textos no estructurados.

Evaluamos la utilidad de un modelo ChatGPT personalizado como asistente en la resolución y análisis de incidencias de aceleradores.

MATERIAL Y MÉTODOS

Diseñamos el ChatGPT personalizado basado en el modelo GPT-4-turbo. La personalización del modelo precisa de instrucciones en texto natural para dirigir su funcionalidad y comportamiento. Indicamos al asistente que su función sería la resolución de incidencias, usando las fuentes de conocimiento proporcionadas en un orden específico. Además, dimos recomendaciones generales para intentar evitar respuestas incompletas o inventadas.

Se proporcionaron 4 fuentes de conocimiento:

- Base de datos con 4133 incidencias ocurridas entre 2007 y 2024, en aceleradores Varian Clinac, TrueBeam y Halcyon, incluyendo una descripción de la incidencia, en catalán o castellano.
- Documento explicando el contenido de la base de datos.
- Documento describiendo cómo solventar algunas incidencias habituales.
- Documento con el texto extraído de capturas de pantalla de interlocks de los aceleradores. Desarrollamos (con ayuda de ChatGPT) un programa en MATLAB R2015a para automatizar la extracción del texto mediante reconocimiento óptico de caracteres.

El asistente se puso a prueba mediante preguntas divididas en 3 bloques:

- Preguntas simples de validación: para comprobar la comprensión del conocimiento proporcionado (catalán/castellano, sinónimos, etc).
- Resolución de incidencias: 8 preguntas, algunas cuya solución se encontraba en el documento 3, y otras cuya solución se encontraba en la base de datos.

Las respuestas fueron evaluadas por 7 radiofísicos, (residentes y facultativos con experiencia). Valoraron la utilidad de las respuestas mediante escala Likert simétrica de 5 niveles (1: nada útil, 5: muy útil).

Añadimos una pregunta de control cuya solución no estaba incluida en ninguna de las fuentes.

- Análisis de datos: pedimos análisis de datos y representaciones gráficas. Las respuestas se evaluaron estudiando el código Python proporcionado por ChatGPT.

RESULTADOS

El asistente respondió correctamente a las preguntas de validación.

Las respuestas evaluadas como más útiles fueron las relacionadas con incidencias mencionadas en el documento 3 (puntuación media de 3.9 [2.9-4.3]). La puntuación media a preguntas cuya solución estaba en la base de datos fue de 2.8 [2.3-3.7], lo que sugiere que la descripción de las incidencias no era lo bastante clara para ChatGPT.

El asistente inventó la respuesta a la pregunta de control, ignorando las instrucciones dadas. Aun así, en todas las respuestas indicó como último recurso avisar al servicio técnico, tal y como fue instruido.

Respondió correctamente en todos los casos a las peticiones sobre análisis y representación gráfica de datos.

CONCLUSIONES

El asistente mostró una utilidad limitada para resolver incidencias explicadas únicamente en la base de datos. Sin embargo, es una herramienta muy útil para analizar datos sin necesidad de conocimientos en programación.

DESCRIPCIÓN DE UNA TÉCNICA HÍBRIDA PARA RADIOTERAPIA EN CÁNCER DE MAMA IZQUIERDA CON BOOST INTEGRADO

Rovira Sánchez, P. (1); Álvarez Bernardo, L. (1); Abella Cereigido, R. (1); Hernández Masgrau, V. (1)
(1) Hospital Universitari Sant Joan de Reus

INTRODUCCIÓN

El tratamiento radioterápico del cáncer de mama izquierda presenta desafíos debido a la compleja geometría de la mama, su gran variabilidad paciente a paciente y la proximidad del corazón y el pulmón izquierdo. Tradicionalmente, la radioterapia conformada en 3D (3D-CRT) ha sido la técnica utilizada, aunque en los últimos años la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) ha permitido una mejor conformación de la dosis, a costa de un mayor baño de dosis bajas en órganos de riesgo. En nuestro servicio hemos desarrollado una técnica híbrida que combina la delimitación espacial del 3D-CRT con la conformación y homogeneidad de VMAT, con el objetivo de optimizar la distribución de dosis y minimizar la irradiación a estructuras sanas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han seleccionado cinco pacientes con cáncer de mama izquierda e indicación de radioterapia con boost integrado. Se ha desarollado una técnica híbrida (HIB), que se ha comparado con las técnicas 3D-CRT y VMAT. La técnica híbrida combina dos campos tangenciales en 3D, interno y externo, angulados para optimizar la cobertura de los volúmenes objetivo (PTV), minimizar la irradiación a los órganos de riesgo y evitar la entrada y salida del haz por la mama contralateral. Estos campos administran una dosis de 38 Gy a la mama, que se complementa con un arco VMAT de baja ponderación, permitiendo alcanzar 40.05 Gy en la mama y 48 Gy en el boost. Se han analizado los volúmenes cubiertos por el 95% de la dosis de prescripción (V95%) en la mama y el boost, así como la dosis media y los volúmenes de baja y media dosis en órganos de riesgo (corazón, pulmones y mama contralateral).

RESULTADOS

Los resultados promediados en los cinco pacientes son los siguientes:

	CORAZÓN			PULMÓN IZQUIERDO			PULMÓN DERECHO	MAMA DERECHA	PTV MAMA		PTV BOOST	
	MEDIA (Gy)	V8 (%)	V16 (%)	MEDIA (Gy)	V8 (%)	V16 (%)	V4 (%)	V14 (%)	V43 (%)	V95% (%)	V95% (%)	MAX (Gy)
3D	3,28	5,54	3,86	5,74	15,09	10,72	0,05	0,00	30,07	98,74	99,62	103,40
HIB	3,15	5,59	3,91	6,10	15,91	10,78	0,11	0,00	16,43	98,79	99,50	103,24
VMAT	3,67	8,81	3,84	7,32	25,67	13,69	12,90	0,33	13,11	99,50	99,92	103,20

Tabla 1. Comparación de parámetros dosimétricos entre las tres técnicas.

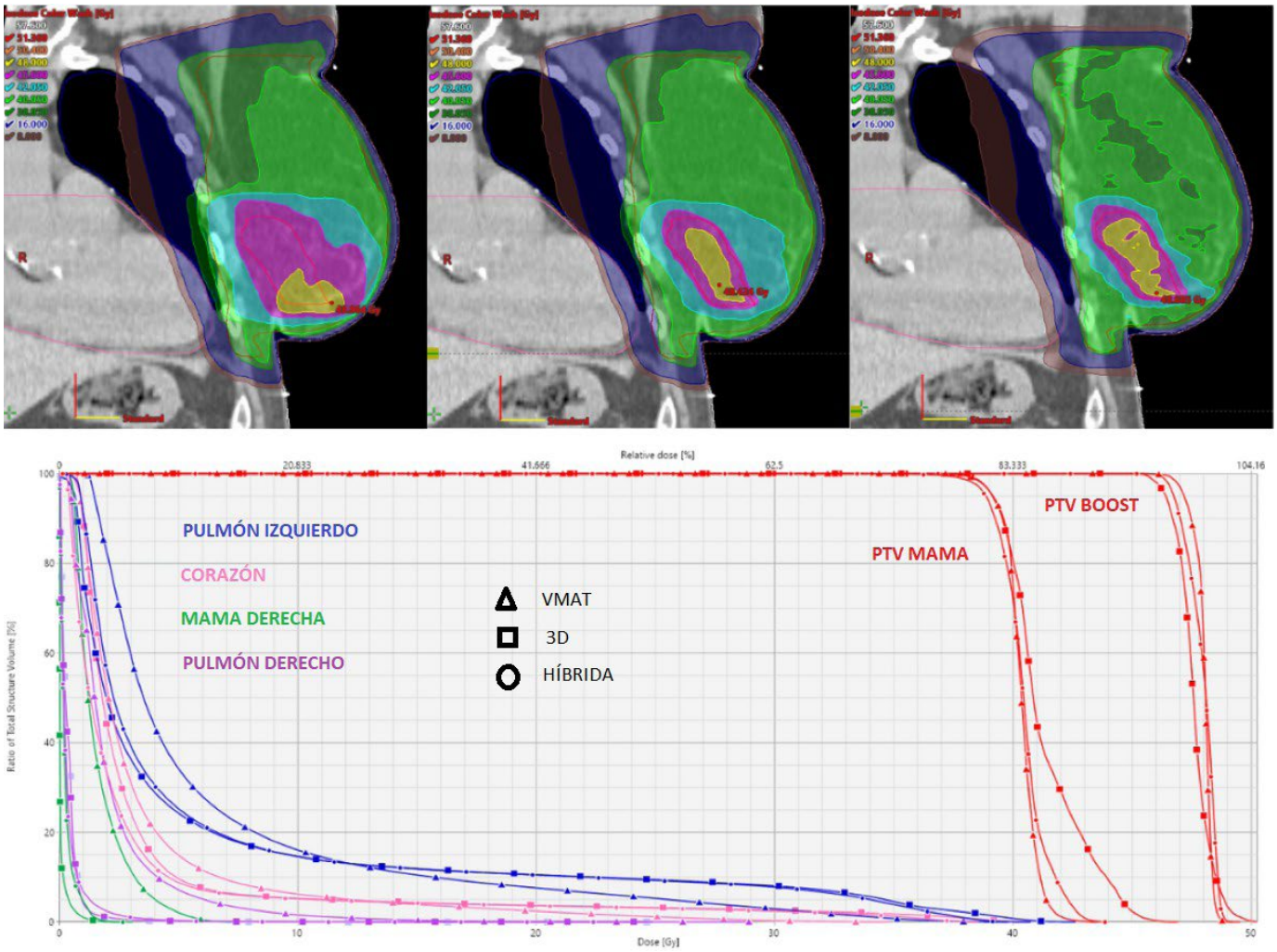


FIGURA 1. Distribución de dosis en un paciente representativo para las tres técnicas evaluadas: en la parte superior izquierda, técnica 3D-CRT; en la parte superior central, técnica híbrida; en la parte superior derecha, técnica VMAT. En la parte inferior, se muestran los histogramas de dosis-volumen para los órganos de riesgo y PTVs.

DISCUSIÓN

Los resultados dispuestos en la TABLA 1 muestran que la técnica híbrida reduce enormemente la irradiación a órganos de riesgo en comparación con VMAT, manteniendo una buena cobertura del volumen objetivo. En comparación con 3D-CRT, la técnica híbrida mejora la conformidad del boost, reduciendo el volumen cubierto por la isodosis del V43Gy y el riesgo asociado de toxicidad tardía. La FIGURA 1 permite realizar una evaluación cualitativa de la información referenciada en la TABLA 1 para uno de los pacientes usados en el estudio, con el objetivo de visualizar las variaciones entre técnicas discutidas anteriormente.

CONCLUSIONES

La técnica híbrida propuesta consigue una cobertura adecuada del volumen tumoral al tiempo que minimiza la exposición a órganos de riesgo, todo ello sin comprometer la conformidad lograda por VMAT, mejorando las limitaciones de esta y de la 3D-CRT. Se verifica su efectividad y se recomienda su implementación clínica para optimizar la radioterapia en cáncer de mama izquierda.

EVALUACIÓN DE LA CRITICIDAD DE LA RELACIÓN DOSIS-ESPESOR EN BOLUS MALEABLES DE ALTA DENSIDAD PARA VMAT

Sanchez Esperon, J. S. (1); Picón García, F. (1); López Martín, N. (1); Sánchez Fernández, A. (1); Jiménez Alcalá, B. (1); Velázquez Miranda, S. (1)
(1) HUVR

INTRODUCCIÓN

Los bólus maleables de alta densidad (HDB) son valorados por su adaptabilidad, minimizando espacios de aire y previniendo el efecto de re-acumulación que puede infra-dosificar la superficie de tratamiento. Sin embargo, las variaciones de espesor durante su adaptación generan preocupaciones dosimétricas. Este estudio evalúa el impacto de estas variaciones en la distribución de dosis en radioterapia superficial.

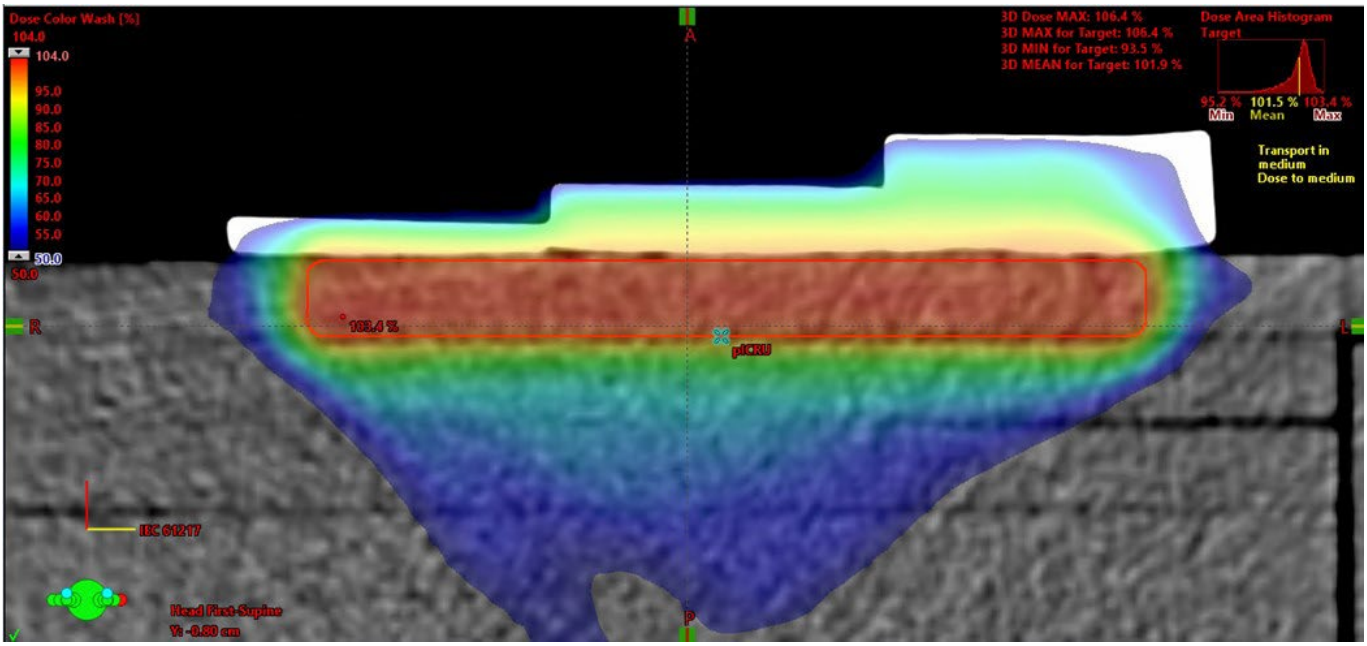
MATERIAL Y MÉTODO

Inicialmente, aplicamos un campo directo de fotones de 6MV a una escalera de espesores variables de HDB (eXaSkin, 1.7 g/cm³, de Anatge) para observar la variación de la dosis superficial. Una variación del 75% en el espesor resultó en solo un 8% de cambio en la dosis superficial. Basándonos en estos hallazgos, probamos un modelo más relevante clínicamente utilizando una escalera reducida con espesores de 3, 7 y 12 mm.

El montaje experimental incluyó el fantoma de prueba IBA ImRT con HDB escalonado (Figura 1). Se colocaron películas Gafchromic EBT3 debajo del bólus y a una profundidad de 10 mm para abordar posibles incertidumbres en el cálculo de interfaces de alta densidad. Se definió un volumen objetivo rectangular de 1 cm de espesor debajo del HDB.



Al fantoma sele realizó un tomografía con el TAC Siemens SOMATOM Confidence® RT Pro, y el plan de tratamiento se desarrolló en el sistema de planificación de tratamientos Eclipse™ de Varian con el algoritmo de cálculo Acuros XB (versión 16.1). Se optimizó un arco VMAT de 220° (PTV ≥ 95% Dprescripción, Dmax ≤ 107%Dp, corcho [Cuerpo–(PTV + 3 mm)] ≤ 70% Dprescripción, prioridad idéntica), con el isocentro ubicado entre el bólus y la superficie del fantoma (Figura 2). El fantoma se irradió con una energía de 6MV en un acelerador lineal TrueBeam equipado con un colimador Varian Millennium™ 120 MLC.



RESULTADOS

Para un campo directo de fotones de 6MV aplicado a una escalera de espesores variables de este HDB, una variación del 75% en el espesor—representando casos extremos dentro del rango típico de variabilidad para aplicaciones de bólus maleables—resultó en solo un 8% de cambio en la dosis superficial, demostrando una sensibilidad mínima a las diferencias de espesor bajo condiciones simplificadas.

En el caso de VMAT, las mediciones de dosis superficial no mostraron dependencia del espesor del HDB (Δdosis superficial < 2%) dentro del rango de variaciones de espesor considerado. El análisis gamma de las películas de control arrojó un índice de aprobación del 95% bajo criterios estándar (2%/2 mm).

CONCLUSIÓN

Este HDB mantiene una acumulación de dosis consistente bajo las variaciones extremas de espesor probadas. Las diferencias de espesor no mostraron un impacto significativo en la uniformidad de la dosis superficial ni en la distribución de dosis en tratamientos VMAT para lesiones superficiales. Estos resultados confirman su fiabilidad como herramienta clínica, proporcionando adaptabilidad y estabilidad dosimétrica para la radioterapia.

ANÁLISIS Y COMPARATIVA DE ÍNDICES DE CONFORMIDAD EN RADIOCIRUGÍAS

López Soliño, S. (1); Vázquez Rodríguez, J. (1); Reverter Pérez, J. (1); Mosquera-Pena Sánchez, F. (1); Teijeiro García, A. (1); López Medina, A. (1); Andrade Álvarez, B. (1); Medal Francesch, D. (1); Rodríguez Meijide, P. (1); Salvador Gómez, F. (1); Salgado Fernández, M. (1)
(1) Hospital do Meixoeiro

INTRODUCCIÓN

Las radiocirugías intracraneales (SRS) requieren de gran precisión a la hora de depositar la dosis sobre la/s lesión/es. Para esto se define el índice de conformidad, que describe cómo se distribuye la dosis en relación con la lesión, su tamaño y la dosis prescrita. Se analizan y comparan diferentes índices de conformidad, centrándose en el más utilizado y recomendado en guías internacionales (RTOG) y el que aporta una mayor descripción de la conformidad (Paddick).

El índice RTOG ($CI_{/textRTOG} = /fracV_{100}V_{/textPTV}$) tiene un valor ideal de 1, mientras que es superior a 1 para lesiones infraconformadas y menor a 1 en caso de sobreconformación. Además, no tiene en cuenta la localización ni la forma de las isodosis, otorgándole un peso nulo al tejido sano. Por otro lado, el índice Paddick inverso ($CI_{/textPaddick}^{-1} = /fracV_{100}/timesV_{/textPTV}V_{/textPTV/cap100}^{2}$) tiene un valor ideal y mínimo

de 1, siendo siempre superior para planificaciones sobreconformadas o infraconformadas, pero le otorga un peso significativo a preservar el tejido sano.

Se busca analizar cómo se comportan estos índices en función de diferentes variables, especialmente el tamaño y número de las lesiones presentes en el tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó el planificador Eclipse®, el algoritmo AcurosXB 15.6 y el software de contorneo Elements® (Brainlab Freiburg), ambos del sistema de verificación y registro Aria de Varian (Palo Alto). Los pacientes seleccionados fueron los 43 más recientes que se han sometido a un tratamiento de SRS con un TrueBeam con MLC 120HD y energía 6FFF.

RESULTADOS

Se observa una tendencia para el índice RTOG a sobreestimar la calidad de la conformación de la dosis sobre las lesiones. Especialmente en lesiones pequeñas, dónde, comparándolo al índice de Paddick, se observa que el primero clasifica muchas lesiones como aceptable o idealmente conformadas, mientras que para el segundo estarían fuera de tolerancia.

Se aprecia esta misma tendencia cuando se realiza un análisis de los diferentes índices de conformidad según el número de lesiones (múltiples metástasis) presentes en el tratamiento.

DISCUSIÓN

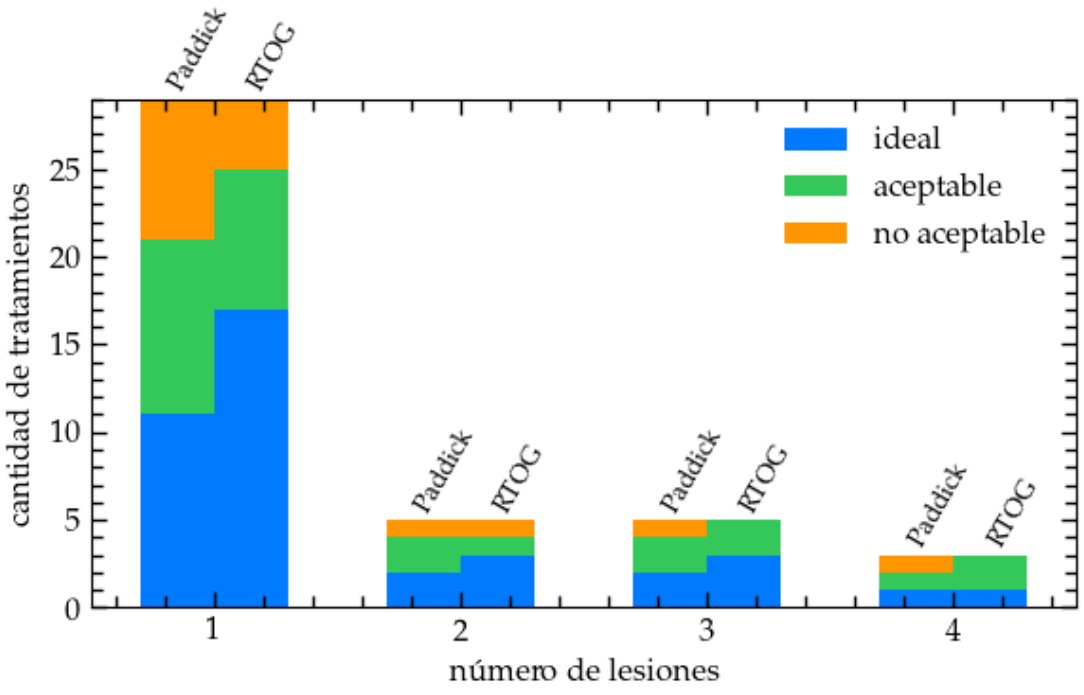
Las guías internacionales actuales establecen el índice de conformidad RTOG como el estándar de calidad para las SRS, independientemente del número de lesiones o del tamaño. Y esta práctica ha sido adoptada en diferentes hospitales del SNS.

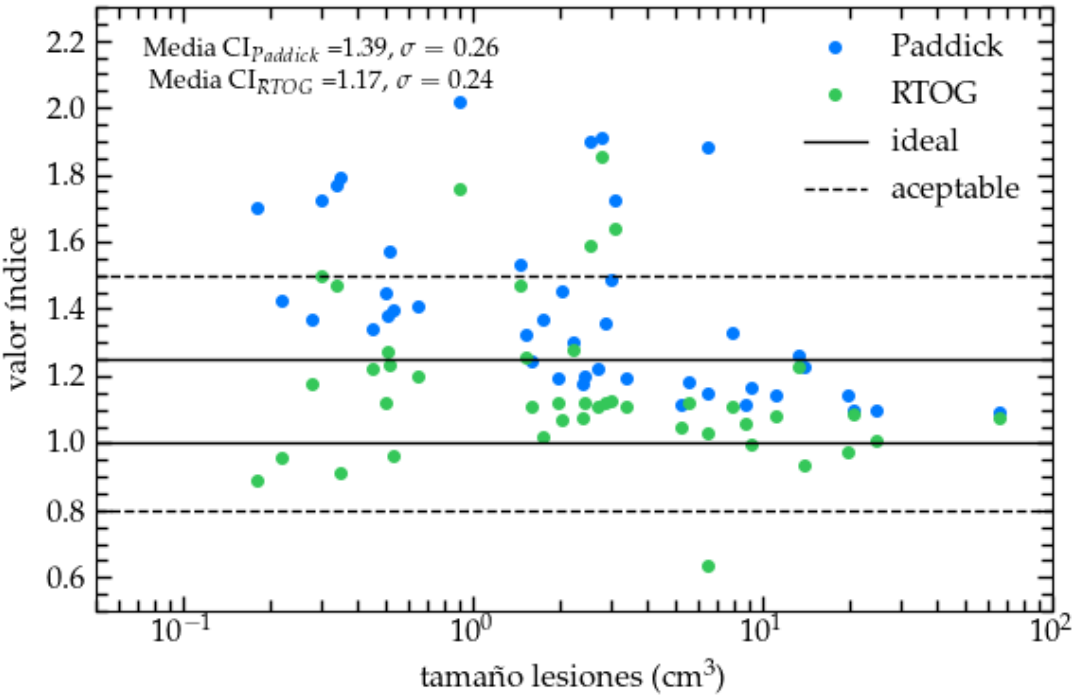
Este ha sido el índice utilizado históricamente y vuelve a ser señalado nuevamente en el ICRU 91, aunque índices alternativos ya están presentes en estas publicaciones. Se realiza una comparativa de estos índices alternativos al estándar actual según diferentes variables, siendo especialmente interesantes el tamaño de las lesiones (figura 2) y el número de estas presentes (figura 1).

CONCLUSIONES

La información obtenida en este trabajo apunta a que el índice RTOG se trata de un parámetro muy poco discriminativo, asignando valores muy cercanos al ideal para tratamientos que comprometen en gran medida el tejido sano del cerebro.

Se comprueba que este efecto está presente en función de diferentes variables y se sugiere utilizar el índice de conformidad de Paddick como indicador de calidad primario o complementario al RTOG.





ÁREA TEMÁTICA: MEDICINA NUCLEAR DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

INFLUENCIA DE LA EFICIENCIA LOS DETECTORES EN LA SENSIBILIDAD DE UN EQUIPO PET/CT

Sánchez Rodríguez, A. (1); Suárez Gómez, S. (1); Fernandez Ruano, I. (1); Mesa Pérez, J. A. (1)
(1) Hospital Universitario Torrecárdenas

La sensibilidad se define como el número de eventos detectados respecto a los emitidos, es decir, la capacidad del sistema para reconocer coincidencias reales en presencia de una fuente de actividad conocida cuando las pérdida por tiempo muerto y sucesos aleatorios son despreciables.

Es el elemento diferenciador más relevante respecto a otras técnicas de imagen de la tomografía por emisión de positrones (PET), modalidad intrinsecamente cuantiativa, que debido a la colimación electrónica consigue una alta sensibilidad. Esto permite reducir la actividad administrada, por tanto la dosis al paciente, y mejora la calidad estadística, reduciendo el ruido y mejorando la resolución espacial.

La sensibilidad depende, entre otros factores, de la eficiencia del sistema detector. Un PET puede estar formado por entre 10000-20000 detectores. Se debe realizar una corrección de normalización para asegurar la misma respuesta de los dectores a un campo de radiación homogéneo.

Durante la aceptación de un PET Biograph Vision (Siemens) se determinó su sensibilidad, siguiendo el protocolo del fabricante basado en las pruebas NEMA-2018 correspondiéndose a la prueba PET03 del protocolo de control de calidad nacional.

Se utilizó el maniquí de sensibilidad NEMA que consta de 5 manguitos cilíndricos de diferentes diámetros. El procedimiento consiste en introducir una fuente lineal con 5MBq de F18 y realizar 5 adquisiciones sucesivas quitando estas capas. Se ajusta la tasa de cuentas de cada adquisición corregida por decay y se obtiene la sensibilidad extrapolando a cero (sin atenuación).

El valor de la sensibilidad no debe ser peor que la especificada por el fabricante (8000 cps/Mbq), y una vez tomado este como referencia, se establece una tolerancia de constancia de >95% de dicho valor.

Se obtuvo un valor de 8800 cps/Mbq tras lo cual se detectó en los controles diarios un DEA (*detector electronic assembly*) defectuoso teniendose que sustituir durante la aceptación. El protocolo nacional recomienda repetir esta prueba tras la sustitución de un número importante de bloques. Cada uno de de los 19 DEAs del equipo está formado por 12 bloques con 4 elementos detectores.

¿Mantenemos el valor obtenido o se debería repetir la prueba? Ya que el valor obtenido en la aceptación constituiría la referencia para evaluar su constancia, se repitió la prueba obteniéndose con el nuevo módulo una sensibilidad de 11857 cps/Mbq.

A pesar de que en ambos casos la sensibilidad estaba por encima del valor especificado por el fabricante (10% y 48% respectivamente), si hubieramos mantenido el valor de la sensibilidad obtenida con el DEA defectuoso estaríamos considerando una sensibilidad del equipo un 26% menor de la real tras la sustitución.

La asunción de este valor habría supuesto un valor mínimo requerido en el control periódico más bajo que el que debería pudiendose enmascarar una posible degradación de la sensibilidad y asumiéndola en tolerancia. Por otro lado, habría conllevado también un error importante de cuantificación y, en consecuencia, en la dosimetría de pacientes.

Dada la importancia de caracterizar correctamente la sensibilidad de un PET, es fundamental determinarla tras la sustitución de un módulo de detectores.

COMPARATIVA DE LA VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA POSTRATAMIENTO EN PET/CT Y PET/RM TRAS RADIOEMBOLIZACIÓN CON Y-90

Sánchez Paños, A. (1); Gandia-Ferrero, M. T. (2); Strugari, M. E. (3); Vázquez Martínez, M. M. (1); Bello Arqués, P. (1); Almendros Riaza, Á. (2); Ginés Cárdenas, S. (2); Pérez Enguix, D. (1); Martí Bonmatí, L. (1); Torres Espallardo, I. (1)
(1) Hospital Universitari i Politècnic La Fe; (2) Instituto de Investigación Sanitaria La Fe; (3) Instituto de Física Corpuscular (Universitat de València–CSIC)

La radioembolización (RE) con Y-90 es un tratamiento para tumores hepáticos primarios y secundarios administrado a través de la vascularización hepática. La verificación dosimétrica postratamiento es un procedimiento habitual realizado mediante PET-TC (gold standard) para evaluar la distribución dosimétrica. Este estudio compara la verificación dosimétrica obtenida con PET-TC y PET-RM.

Los pacientes sometidos a RE con Y-90 fueron invitados a participar en un estudio dosimétrico comparativo con PET-RM. Dentro de las 24 horas postratamiento se realizaron estudios PET-TC (Gemini TF 64, Philips) y PET-RM (SIGNA, GE).

Se realizó la dosimetría para 9 pacientes con el software Simplicit90Y (Mirada). Para la verificación dosimétrica de referencia se emplearon imágenes PET-TC registradas con el TC de planificación con contraste. En la verificación con PET-RM, el hígado y la lesión se contornearon directamente sobre la resonancia magnética (RM).

Se han evaluado los valores medios de dosis absorbida (DA) en lesión e hígado sano y los HDV: D70, D90, V260, V205 (lesión) y V20, V30, V40, D20, D30 (hígado sano). Se ha empleado un test de Wilcoxon para evaluar diferencias estadísticamente significativas (SSD) y gráficos de Bland-Altman para estimar sesgos entre ambos métodos.

La diferencia promedio entre modalidades para la DA en la lesión es -18.45 Gy (-84.35 a 15.20 Gy, 95% CI), lo que resulta en una sobrestimación de la dosis tumoral en PET-RM. No se observó una tendencia similar para los valores de HDV del tumor. Respecto a la DA en hígado sano, la diferencia promedio es de 2.90 Gy (-0.50 a 7.40 Gy, 95% CI), lo que resulta en una infraestimación de la DA en hígado en PET-RM. Se observó una tendencia similar para los valores HDV. No se encontraron SSD entre ambos métodos por Wilcoxon ni sesgos en el análisis de Bland-Altman.

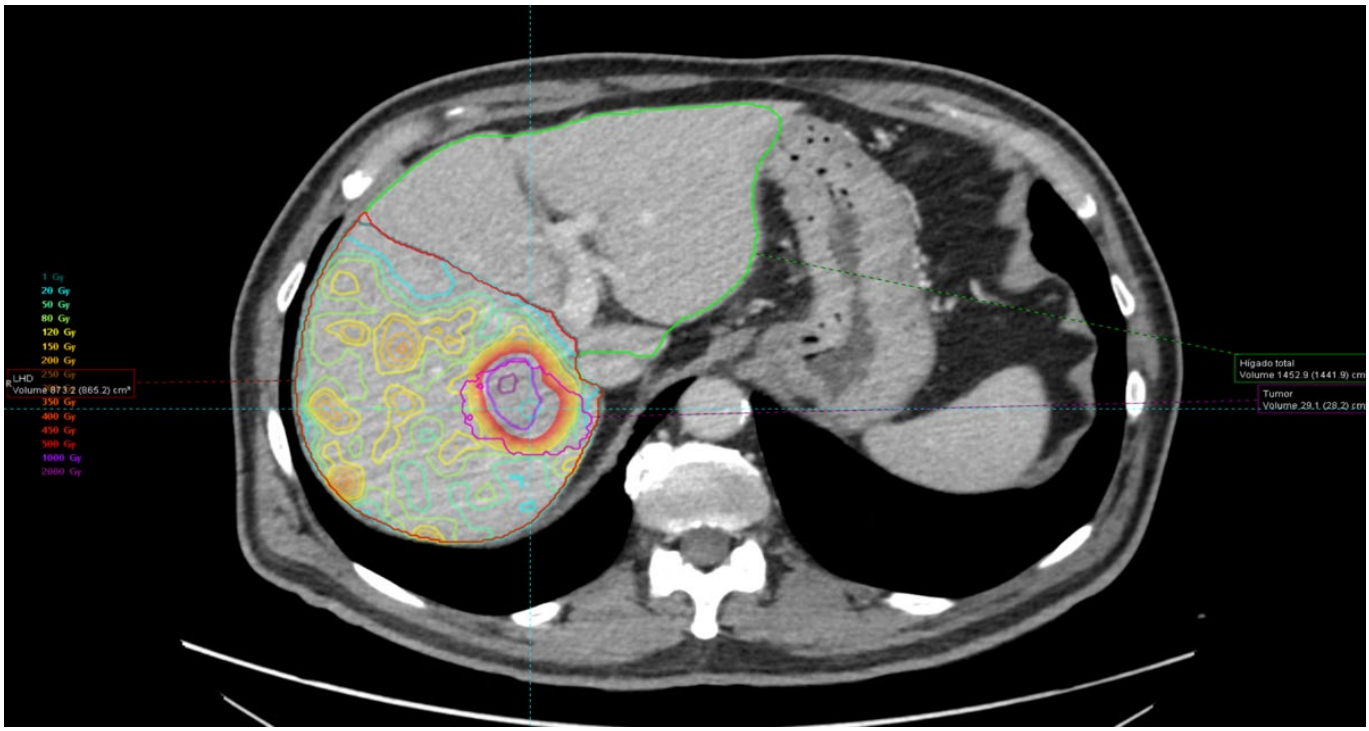
Los resultados indican que la verificación postratamiento es viable mediante PET-RM. En comparación con estudios previos, donde se reportaban sistemáticamente DA inferiores en PET-RM respecto a PET-TC, este estudio muestra una tendencia opuesta en DA tumoral y además el PET-RM sí incluye corrección TOF.

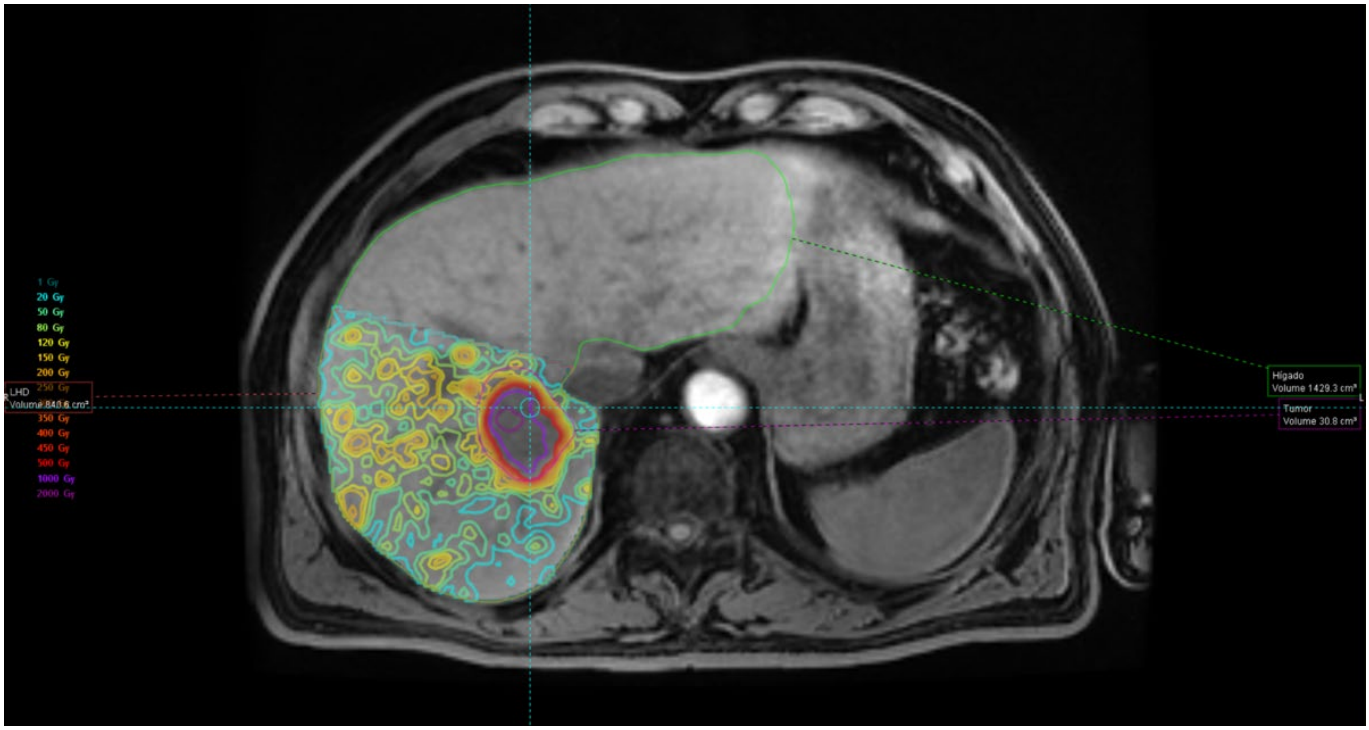
La segmentación directa sobre RM proporciona una representación anatómica fiel al día del tratamiento y evita el registro con el TC de planificación, principal fuente de incertidumbre en la dosimetría de la RE con Y-90. Además, el uso del PET-RM reduce la exposición del paciente a radiaciones ionizantes.

Las limitaciones del estudio incluyen el bajo número de pacientes y que, en algunos casos, el contorneo de la lesión sobre la RM se guió con el TC de planificación, lo que podría introducir sesgos.

La verificación dosimétrica puede realizarse con PET-RM, permitiendo prescindir del registro con el TC de planificación y reduciendo la exposición del paciente a radiaciones ionizantes.

Los resultados sugieren diferencias dosimétricas respecto a estudios previos en DA tumoral, lo que podría reflejar el impacto del TOF y los modernos métodos de generación de mapas de atenuación en RM. Resulta necesario estudiar este comportamiento con un mayor número de pacientes.





TRASPLANTE HEPÁTICO TRAS RADIOEMBOLIZACIÓN CON Y-90. USO DE LA DOSIMETRÍA DEL PACIENTE PARA ESTIMAR LA DOSIS EN PIEL DEL PERSONAL IMPLICADO

Escalada Pastor, C. (1); Martínez Ortega, J. (1); Montes Uruén, A. (1); Torres López, M. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

INTRODUCCIÓN

La radioembolización con Y-90 es un tratamiento consistente en depositar microesferas marcadas con este isótopo en los capilares que nutren las lesiones cancerosas. El itrio-90 es un emisor beta (Emáx 2.280 KeV, T1/2 64 h) que deposita casi toda su energía en 11 mm de tejido blando, produciendo tasas bajas de radiación de frenado en el exterior del paciente. No obstante, el contacto con el hígado durante una cirugía puede dosis elevadas de radiación beta en piel.

A continuación se expone el método utilizado para la estimación de la dosis en piel del personal implicado en un trasplante hepático realizado unos días después de una radioembolización.

MATERIAL Y MÉTODOS

Dado que las microesferas no se desplazan, se puede hallar la distribución de la dosis absorbida utilizando la distribución de actividad (Bq/ml) del PET-TC (Y-90) postratamiento. Para ello, se procesa la imagen PET (DICOM) en el software opensource 3D-Slicer (3D-Slicer, 2023) siguiendo estos pasos:

- Se obtiene la distribución original de la actividad corrigiendo por el decaimiento entre la hora de administración y la de adquisición.
- Se obtiene la distribución de dosis absorbida multiplicando por la energía media de desintegración del Y-90 y por las desintegraciones que se van a producir en cada vóxel.
- Se convierte en formato de mapa de dosis (fórmula 1)

El análisis dosimétrico en el sistema de planificación Raystation V12 (Raysearch laboratories AB, Estocolmo, Suecia), importando el mapa de dosis junto con el TC. (Figura. 1)

RESULTADOS

La dosis absorbida $/bar D_{abs}$ mostrada en Raystation es la integral de la tasa desde la administración $/bar D_{to}$ hasta el total decaimiento (figura 2) y la tasa en un momento $/bar D_t$ se deduce mediante las fórmulas de decaimiento radiactivo:

$$D_{abs} = /int_0^{infty} /barD_{t_0} /cdot e^{-/frac/ln(2)T_{1/2}(t-t_0)} /, dt = /frac/barD_{t_0} /cdot T_{1/2} /ln(2)$$
$$D_{abs} = /int_0^{infty} /barD_{t_0} /cdot e^{-/frac/ln(2)T_{1/2}(t-t_0)} /, dt = /frac/barD_{t_0} /cdot T_{1/2} /ln(2)$$
$$/overline Dt = Dabs/cdot/frac/ln(2)T_{1/2}/cdot e^{-/frac/ln(2)T_{1/2}(t-t_0)}$$

La dosis en piel se estima multiplicando la tasa en la superficie del hígado en el momento de la intervención por la duración del contacto (comunicada por los implicados). En este caso, una amplia zona de la superficie hepática se ajusta a la curva de isodosis de 220Gy, correspondiente a una tasa de 177 mGy/h.

DISCUSIÓN

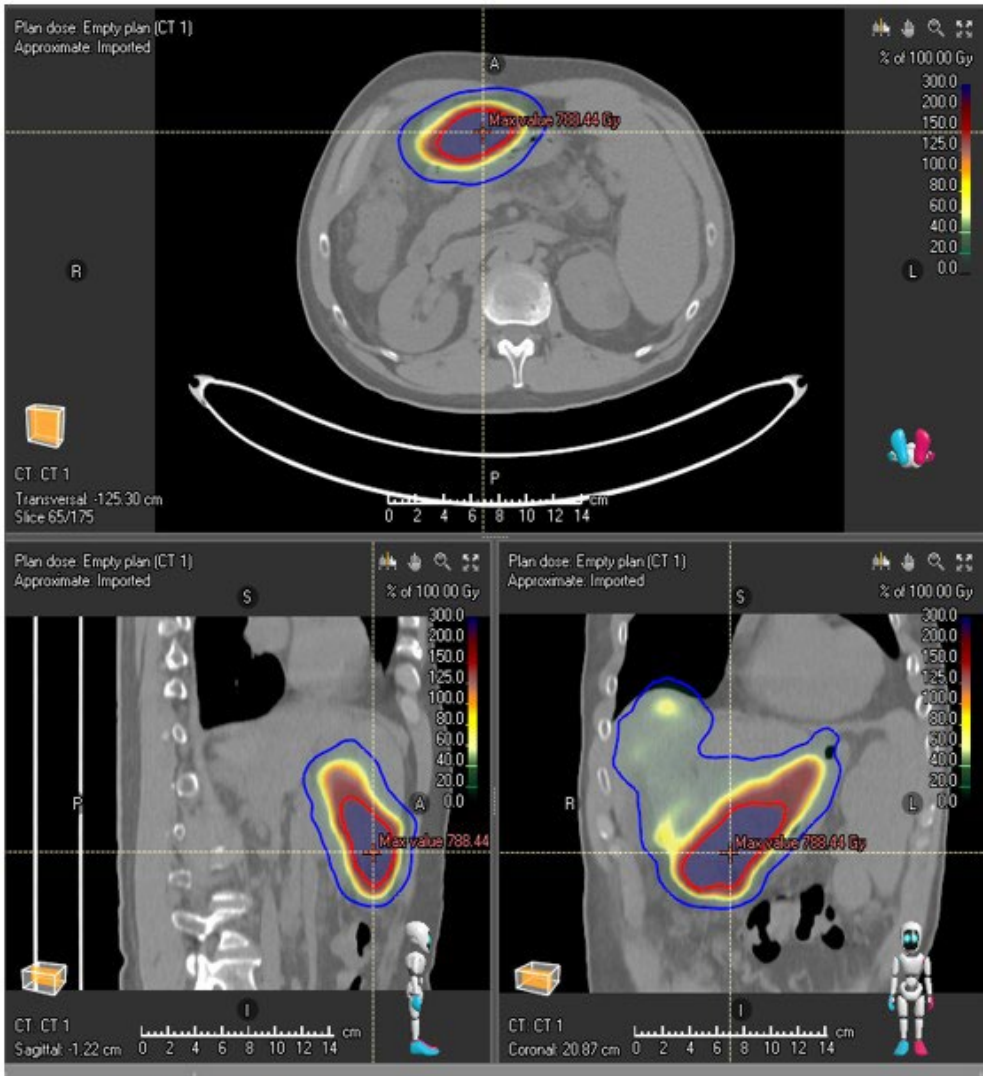
Tras una radioembolización, las cirugías pueden producir dosis no despreciables en la piel si entra en contacto con el hígado. Estas dosis serán más altas cuanta más actividad se administre; más cerca de la superficie se concentre; más se prolongue el contacto y pase menos tiempo entre radioembolización e intervención, pudiendo alcanzarse niveles significativos.

El análisis previo de la dosimetría clínica, realizado conjuntamente por el responsable de la intervención y el radiofísico, permite estimar las dosis del personal , y establecer, si se necesitan, medidas de protección.

CONCLUSIONES

El método propuesto para estimar dosis en piel a partir de la dosimetría del paciente ha mostrado su utilidad. El proceso, que incluye la obtención, análisis e interpretación de los datos necesarios, es complejo y debe ser realizado por radiofísicos hospitalarios, únicos responsables de la dosimetría de pacientes y trabajadores (RD 601/2019 ,RD 693/2023).

Se puede aplicar este método en otros tratamientos si se tiene en cuenta la variación temporal de la actividad.



ROI vol. [cm³]	Dose [Gy] D99	D98	D95	Average	D50	D2	D1
70.39	162.44	178.37	204.01	381.33	349.94	703.09	726.25
706.32	7.53	8.24	9.78	50.52	29.25	206.22	224.45
777.14	7.66	8.38	10.00	80.50	33.25	491.61	589.42

Figura 1: Distribución de dosis en el planificador Raystation.

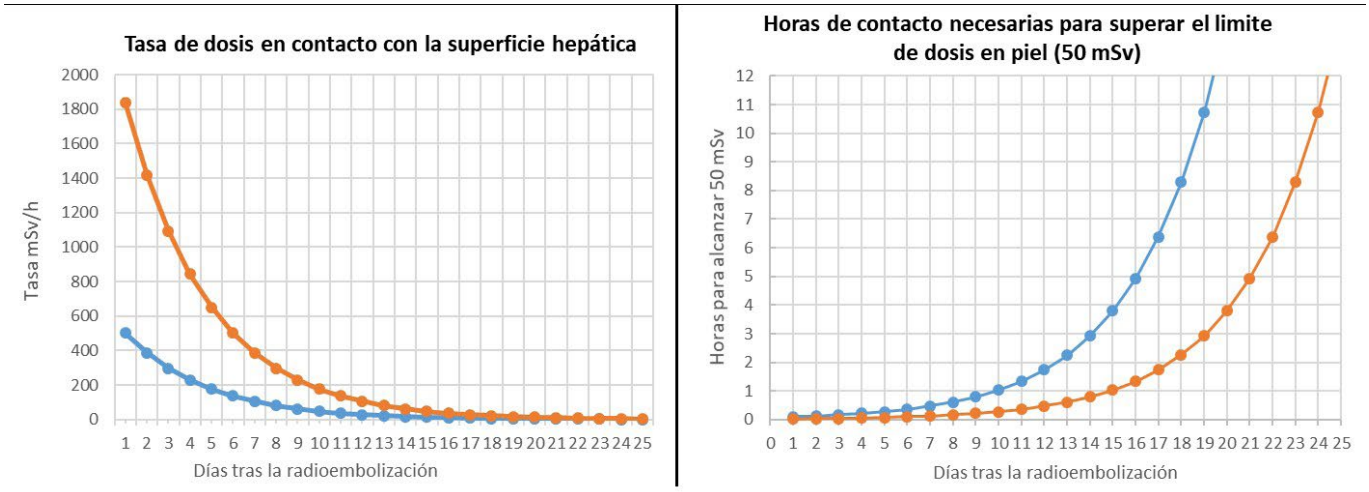


Figura 2. Comparación del riesgo radiológico en dos radioembolizaciones distintas

RESULTADOS DE LA IMPLANTACIÓN DE LA DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA EN EL TRATAMIENTO DEL CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES CON I-131

Luján Expósito, Á. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

Se presentan los resultados dosimétricos de la implantación del protocolo de dosimetría para pacientes en tratamientos de carcinoma diferenciado de tiroides (CDT) con I-131 en nuestro centro. Se comparan los resultados obtenidos con artículos de referencia en el campo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se hace uso del protocolo de dosimetría en tratamientos de CDT con I-131 durante el procedimiento de toma de datos, así como en el cálculo de las variables cinéticas. El cálculo de dichas variables y el tratamiento de la base de datos confeccionada se realiza en una macro propia en Microsoft Excel.

RESULTADOS

En la TABLA 1 se presenta un resumen de los resultados obtenidos en nuestro centro para una muestra de 18 pacientes en el momento de la presentación del resumen. En la TABLA 2 se presenta la comparación con artículos de relevancia en el campo (los resultados se encuentran expresados como promedio ± desviación estándar).

	A (GBq)	λ_{rc} (d^{-1})	λ_{ti} (d^{-1})	F_{ti}	h^{1m} ($\mu SvGBq^{-1}h^{-1}$)	D_{mr} (mGy)	A_{48} (GBq)	$\tilde{A}_{rc}$ (GBqd)	$\tilde{A}_{ti}$ (GBqd)
Media	4,23	1,53	0,42	0,05	39,94	226,98	0,30	3,04	0,50
Máximo	7,40	2,64	0,63	0,13	52,16	655,67	2,10	11,42	1,59
Mínimo	2,22	0,48	0,04	0,01	27,03	48,14	0,01	0,79	0,13
Desv. Est.	1,68	0,52	0,15	0,03	5,42	136,37	0,47	2,29	0,34

Tabla 1: Resumen de los resultados obtenidos.

	A (GBq)	λ_{rc} (d^{-1})	λ_{ti} (d^{-1})	F_{ti}	h^{1m} ($\mu SvGBq^{-1}h^{-1}$)
Nuestros resultados	4,23 ± 1,68	1,53 ± 0,52	0,42 ± 0,15	0,05 ± 0,03	39,94 ± 5,42
Bautista et al.	2,68	1,46 ± 0,37	0,25 ± 0,18	-	-
Ruiz et al.	4,73 ± 1,15	1,43 ± 0,44	0,27 ± 0,16	0,03 ± 0,03	42,52 ± 26,72
Barquero et al.	4,59 ± 0,83	1,46 ± 0,33	0,23 ± 0,14	0,03 ± 0,03	52,91 ± 11,44
Mínguez et al.	3,70 ± 0,00	-	-	0,04 ± 0,07	-

Tabla 2: Comparación de resultados promedio con artículos de referencia en el campo.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para los parámetros cinéticos de una primera muestra de 18 pacientes están en buen acuerdo con los valores típicos esperados. Las mayores diferencias se encuentran en la estimación de la constante de decaimiento tiroidea, λ_{ti}. El protocolo dosimétrico recomienda calcular esta variable utilizando medidas de tasa de dosis 3 y 7 días tras la administración del tratamiento, cuando la contribución corporal a la tasa de dosis es mínima o, incluso, nula. La corta duración del ingreso hospitalario (hasta que la tasa de dosis externa a 1 metro a la altura de la glándula tiroidea

caiga por debajo de 40 μSvh^{-1}) no permite obtener medidas de tasa de dosis más allá de 1 o 2 días, en el mejor de los casos, tras la administración de la cápsula de I-131 hasta el estudio de imagen que se realiza una semana más tarde.

CONCLUSIONES

La aplicación del protocolo dosimétrico nacional conduce a resultados reproducibles y coherentes. Las medidas de tasa de dosis anteriores a 2 días tras la administración del tratamiento para la estimación de λ_{ti} están confundidas por la presencia de una actividad remanente corporal que no es despreciable y pueden conducir a resultados erróneos. No obstante, las incertidumbres que se manejan en el cálculo dosimétrico conducen igualmente a resultados compatibles. Nuevas vías para la estimación de dicho parámetro están siendo investigadas en nuestro centro en la actualidad. Por último, es necesaria una muestra más grande para obtener una precisión mayor en los resultados.

RELACIÓN ENTRE ACTIVIDAD DE PRESCRIPCIÓN Y DOSIS ABSORBIDA EN TRATAMIENTOS DE CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES CON I-131

Luján Expósito, Á. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

La prescripción de valores fijos de actividad sin tener en cuenta la cinética del radiofármaco y el metabolismo del paciente puede conducir a dosis absorbidas tiroideas que pueden variar de 1 a 2 órdenes de magnitud entre pacientes. Se presentan los resultados del análisis estadístico realizado para estudiar la relación entre la actividad administrada (A) y la dosis absorbida promedio en restos tiroideos (D_{ti}), así como en médula ósea roja (D_{mr}), para tratamientos de carcinoma diferenciado de tiroides (CDT) con I-131 en nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se hace uso del software estadístico libre RStudio (versión 4.4.2) para analizar la correlación entre variables mediante el cálculo del coeficiente de correlación de Pearson. Se verifica la normalidad de las distribuciones de D_{ti} y D_{mr} para cada paciente mediante la aplicación del test de Shapiro-Wilk para muestras pequeñas (18 pacientes en el momento de la presentación del resumen). Se aplica la prueba de comparación de medias correspondiente según los resultados del test de normalidad para comparar el promedio de D_{ti} y D_{mr} en dos grupos de pacientes, $A \geq 100$ mCi y $A < 100$ mCi.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se representan los valores de D_{ti} y D_{mr} frente a la actividad de prescripción. Los resultados de correlación están expresados como el coeficiente de correlación de Pearson, acompañados del intervalo de confianza al 95% y su p valor (r; IC 95%; p). Existe una correlación positiva y significativa entre A y D_{mr} (r = 0,57; IC 95% = [0,14 –0,82]; p = 0,01).

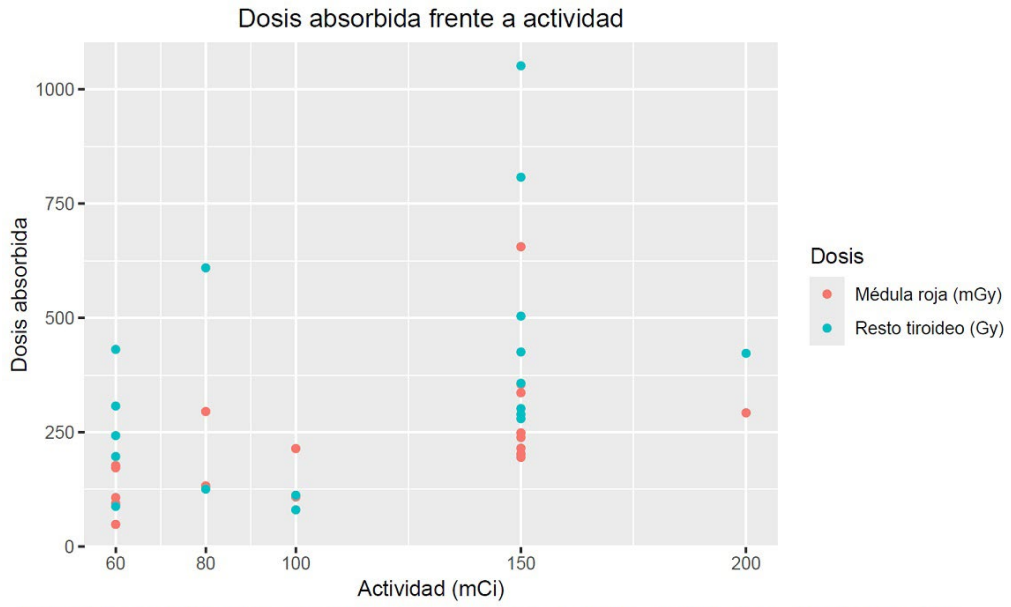


Figura 1: Representación de las dosis tiroideas promedio y dosis absorbidas en médula ósea roja para cada paciente frente a la actividad de prescripción

La correlación hallada entre A y D_{ti} es igualmente positiva sin llegar a ser significativa (r = 0,42; IC 95% = [-0,06 – 0,74]; p = 0,08).

Se rechaza la hipótesis de normalidad en el test de Shapiro-Wilk para ambas distribuciones de dosis absorbida (p = 0,03 y p < 0,01 para D_{ti} y D_{mr} respectivamente). En estas condiciones, se opta por la aplicación del test no paramétrico U de Mann- Whitney para comparar las medias de D_{ti} y D_{mr} en los dos grupos de pacientes analizados. Solo se hallaron diferencias significativas entre ambos grupos al comparar las medias de D_{mr} (p = 0,01); el p valor hallado en la comparación de medias de D_{ti} es p = 0,39.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en ambas pruebas, significativos solamente para D_{mr}, sugieren la idea de que la prescripción de valores fijos de actividad produce una gran variabilidad en la dosis tiroidea promedio entre pacientes. Del mismo modo, aumentar la actividad de prescripción de manera general llevaría a un incremento en la dosimetría de los órganos de riesgo sin un beneficio potencial para la ablación de los restos tiroideos.

CONCLUSIONES

La prescripción de valores fijos de actividad produce una gran variabilidad en la dosis absorbida en restos tiroideos. Es necesaria la realización de un estudio dosimétrico previo personalizado que garantice la máxima dosis absorbida en restos tiroideos compatible con una baja dosimetría en los órganos de riesgo.

ESTIMACIÓN DE LA PÉRDIDA DE ACTIVIDAD INYECTADA DE Y-90 MEDIANTE LA TASA DE DOSIS DE LA FUENTE Y LOS RESIDUOS

Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

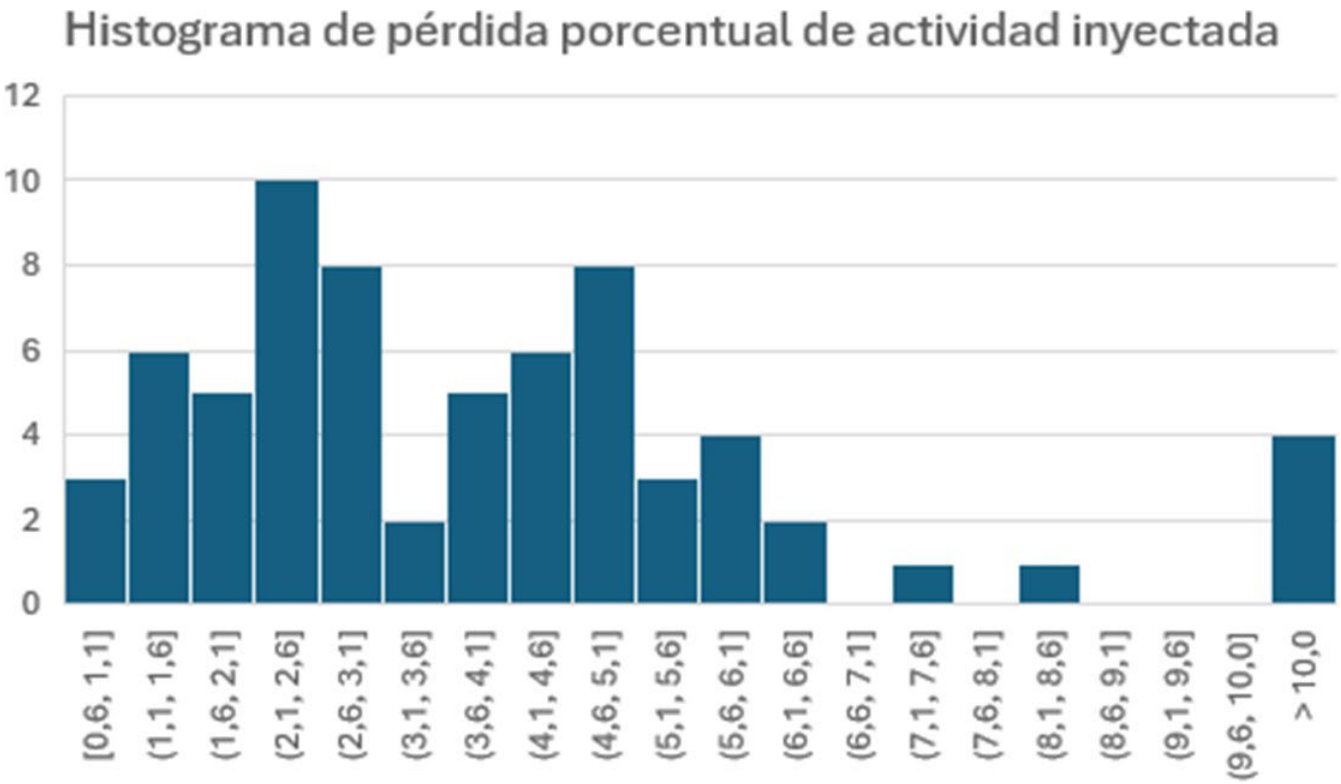
En el tratamiento de la radioembolización hepática con Y-90, se realiza una simulación previa con macroagregados de albúmina marcados con Tc-99m para determinar la viabilidad del tratamiento (efecto sobre la zona deseada y los órganos de riesgo). En esta simulación, se estima la actividad a inyectar para obtener la dosimetría deseada. Sin embargo, en el sistema de inyección suele retenerse una actividad, conocida como residuo radiactivo, que debe estimarse para calcular la actividad real inyectada y la dosimetría resultante. De hecho, se recomienda administrar 0,1 GBq extra para compensar la pérdida media esperada. La estimación de esta pérdida se realiza frecuentemente mediante medidas de la tasa de dosis externa a la fuente de tratamiento y a los residuos en condiciones equivalentes. En este trabajo, se presenta una revisión de la actividad perdida en los últimos 73 pacientes tratados en nuestro centro.

MATERIALES Y MÉTODOS

En cada tratamiento, se estima la tasa de pérdida midiendo la tasa de dosis de la fuente encapsulada en un protector de PMMA de 1 cm de espesor a 30 cm de distancia del monitor de radiación. La tasa de dosis de los residuos se mide mediante 4 mediciones con giros de 90 grados entre cada una, a la misma distancia del monitor. Se utiliza un monitor Victoreen 451p calibrado. Se ha estimado un factor que obtiene la tasa de la fuente esperada, por análisis histórico, de modo que la medida de la fuente es en realidad una verificación previa del monitor. Los resultados se corrigen por decaimiento (ya que para una diferencia de 6 horas supondría una infraestimación de los residuos del 6,3%). Todas las medidas se corrigen por el fondo.

RESULTADOS

Se obtienen resultados equivalentes a la bibliografía para un análisis de 72 pacientes: una tasa de pérdida mediana del 3,4% (rango: 1,2-9,6%), con una desviación estándar de los valores del 2,9%. Esto supone una actividad no inyectada mediana de 0,097 GBq (rango: 0,02-0,33 GBq) y una desviación estándar de 0,096 GBq; para actividades inyectadas de mediana 3,22 GBq (rango: 0,93-6,6 GBq), con una desviación estándar de 1,74 GBq.



DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en nuestro centro avalan la recomendación recogida en la bibliografía de aumentar en 0,1 GBq la actividad solicitada en previsión de la tasa de pérdidas. El resto de los resultados son equivalentes a los publicados por otros centros.

CONCLUSIONES

Este estudio confirma que la pérdida de actividad en la radioembolización hepática con Y-90 es un factor importante para considerar para una dosimetría precisa. Los resultados obtenidos en este centro son consistentes con la literatura y respaldan la práctica de ajustar la actividad prescrita para compensar las pérdidas esperadas.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA TASA DE DOSIS EXTERNA EN PACIENTES CON CDT TRATADOS CON I-131: MEDICIONES A 1 M Y 2 M

Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

En la dosimetría individualizada de pacientes con CDT tratados con I-131, se emplean mediciones de la tasa de dosis externa durante la hospitalización y en la prueba de imagen SPECT a los 7 días. Dada la imprecisión de la aproximación de fuente puntual a tales distancias, este estudio busca comparar las mediciones a 1 m y 2 m para evaluar su uso combinado o la conversión entre ellas.

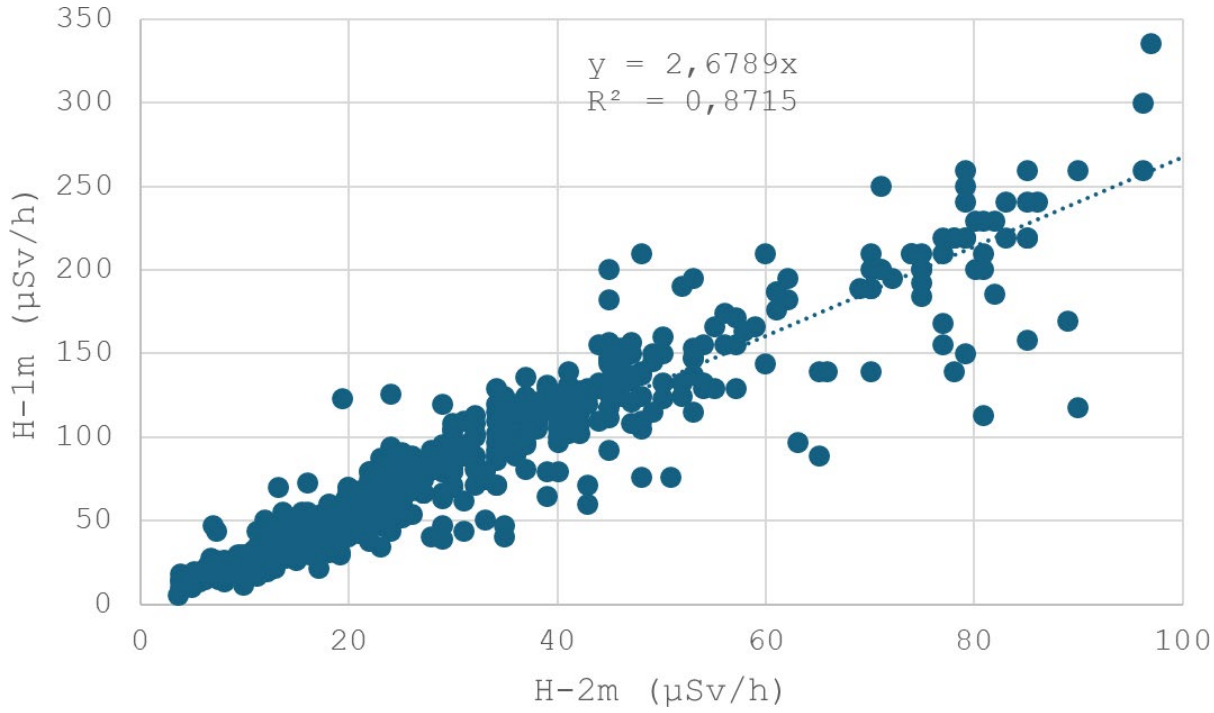
MATERIALES Y MÉTODOS

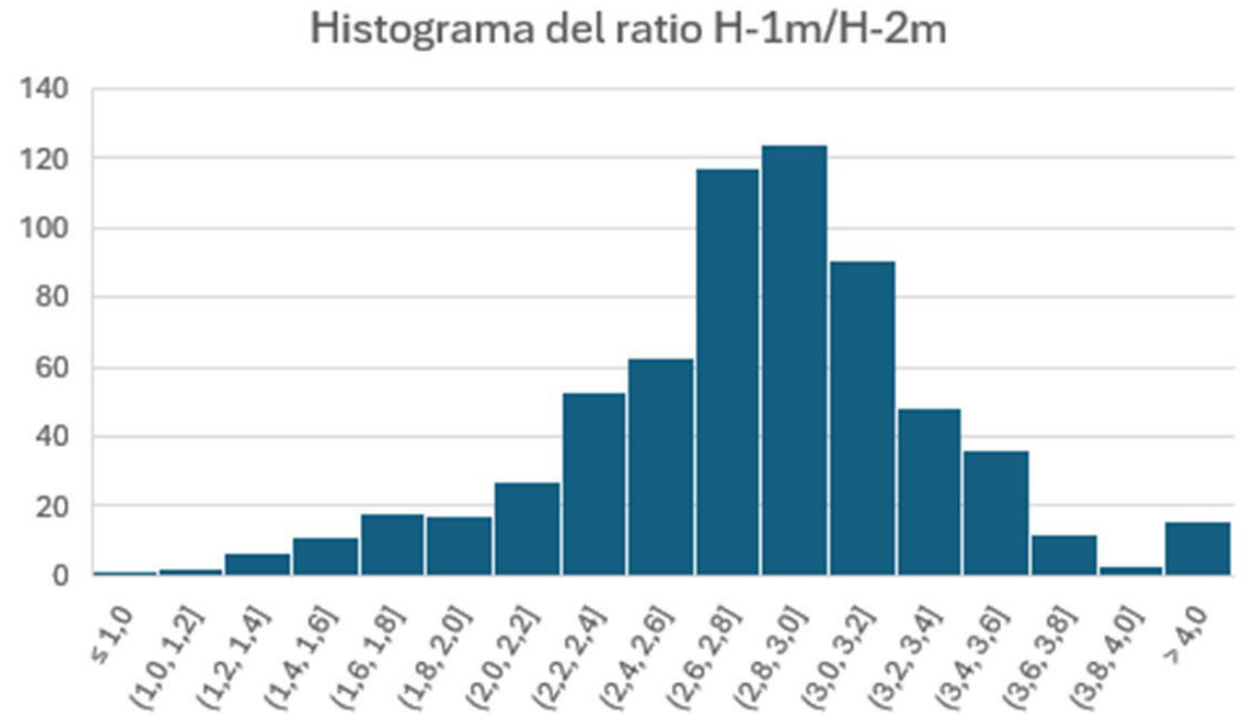
Se analizaron 639 mediciones de tasa de dosis externa a 1 m y 2 m. Se calculó la relación entre ambas y se ajustó linealmente la dependencia de las mediciones a 1 m respecto a las de 2 m.

RESULTADOS

En una fuente puntual, la relación entre las mediciones sería 4; en una fuente extensa, se reduciría a 1. La variabilidad en la distribución de actividad impide un análisis más allá de la estadística basada en el historial de casos.

Se halló una relación de mediana 2,82 (rango: 1,75-3,60, DE: 0,60). La regresión lineal arrojó una pendiente de 2,68 y un R^2 de 0,95.





DISCUSIÓN

El factor obtenido sugiere una lesión centrada a 110 cm x 101 cm, superior al área corporal promedio (166,3 cm x 28,3 cm). No obstante, concuerda con áreas menores desplazadas, como 40 cm x 40 cm a 36 cm del eje, o 12 cm x 12 cm a 50 cm, más acorde a la distribución esperada en vejiga, glándulas salivales y lesiones.

CONCLUSIONES

La variabilidad del cociente de tasas de dosis a 1 m y 2 m impide usar un factor promedio para convertir mediciones entre distancias, ya sea entre pacientes o en distintos momentos.

La mediana del factor se relaciona con lesiones cuyas áreas proyectadas son compatibles con tamaños realistas.

El análisis estadístico permite evaluar la fiabilidad de los datos e identificar errores en mediciones fuera del rango 1-4.

DETERMINACIÓN DEL PROTOCOLO DE INTERNAMIENTO EN PACIENTES SOMETIDOS A RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON HO-166

Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

La radioembolización hepática con Ho-166, si bien facilita imágenes SPECT post-tratamiento de alta calidad, plantea desafíos en protección radiológica debido a la mayor tasa de dosis en comparación con el Y-90, especialmente para acompañante y otros pacientes. El presente estudio se enfoca en establecer un criterio basado en la tasa de dosis a 1 metro post- tratamiento para la asignación de habitaciones individuales o compartidas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se llevó a cabo un análisis de la distribución de la tasa de dosis a 1 metro en pacientes tratados con Ho-166 en nuestro centro, empleando métodos estadísticos.

Considerando el periodo de semidesintegración de 26,8 horas del Ho-166, se realizó un análisis de dosis integrada a 1, 2, ..., 10 e infinito días, para tasas de dosis entre 5 y 200 µSv/h a 1 metro. Con un límite de dosis anual para el público de 1 mSv, se evaluó la dosis acumulada en acompañantes o pacientes en habitaciones compartidas tras el tratamiento.

RESULTADOS

En nuestra institución, la mediana de la tasa de dosis máxima a 1 metro en 6 pacientes tratados fue de 46 µSv/h (rango: 33-118 µSv/h), con una desviación estándar de 38 µSv/h. Se registró una relación de aproximadamente 4,5 veces entre la tasa de dosis máxima (frontal y lateral derecho del paciente) y el lado izquierdo. La estancia hospitalaria usual es de 24 horas.

La tasa de dosis integrada a infinito se alcanza a los 3 días, dada la semidesintegración del Ho-166. Con una tasa de 40 µSv/h a las 48 horas, se alcanza el límite anual de dosis para el público de 1 mSv (0,72 mSv a las 24 horas). Se adoptó un umbral de 40 µSv/h para ingreso en habitación individual. Debajo de este umbral, se permite habitación compartida, ubicando al acompañante al lado izquierdo del paciente (posición supina), instruyendo al personal y acompañante sobre la atención preferencial por dicho lado y la minimización de la exposición con distancia y tiempo.

DISCUSIÓN

La radioembolización hepática con Ho-166, aunque útil para estudios dosimétricos post-tratamiento con SPECT, requiere criterios de internamiento basados en la tasa de dosis externa máxima a 1 metro, estableciendo nuestro centro un umbral de 40 µSv/h.

CONCLUSIONES

En resumen, se definió un protocolo de internamiento post-radioembolización hepática con Ho-166, priorizando la protección radiológica. Se establece un umbral de 40 µSv/h a 1 metro para habitación individual, permitiendo compartidas para dosis inferiores bajo precauciones específicas.

DOSIMETRÍA VOXELIZADA CON UNA SOLA ADQUISICIÓN SPECT-CT EN PACIENTES DE CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES TRATADOS CON I-131

Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

La estimación de la dosis absorbida por los restos tiroideos mediante estudios de imagen SPECT-CT es un procedimiento costoso que requiere de varias imágenes adquiridas en distintos momentos temporales, incrementando significativamente la carga de trabajo en los servicios de Medicina Nuclear. En este trabajo, se presenta un procedimiento para el cálculo de la dosis absorbida en una o varias masas de remanente tiroideo a nivel de voxel con una única imagen SPECT-CT. Asimismo, se presenta la comparación

de la dosimetría de un paciente estimada mediante el método propuesto y la calculada por medio de medidas de tasa de dosis, basada en el protocolo dosimétrico de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) [1].

MATERIAL Y MÉTODOS

Se hace uso del software comercial Syngo.Via (Siemens) para la cuantificación de las masas captantes. El método propuesto consiste en:

- Asumir que la tasa de dosis 7 días tras la administración de la cápsula de I-131 corresponde a actividad tiroidea y que la componente corporal ha decaído totalmente.
- Aplicar el factor de conversión obtenido 1 hora tras la administración de la cápsula de I-131 para convertir la tasa de dosis a 1 m en actividad remanente tiroidea.
- Dibujar VOIs alrededor de cada masa captante con un umbral de cuentas del 5% del voxel máximo.
- Ponderar la actividad remanente tiroidea por la tasa de cuentas exhibida por cada masa y por la relación de cuentas del voxel de máxima captación a las cuentas totales de su correspondiente masa.
- Calcular la actividad acumulada tiroidea en el voxel de máxima captación de cada masa por métodos analíticos.
- Calcular la dosis absorbida mediante la metodología MIRD [2] y el empleo de los factores S tabulados en la bibliografía [1].

RESULTADOS

Se comparan los resultados obtenidos mediante la metodología anterior con los disponibles del estudio dosimétrico existente en el que se cuantificaba el volumen de las masas captantes por medio de una VOI con umbral fijo igual al 70% del máximo de cuentas de cada masa para un paciente con dos masas captantes. Según el protocolo utilizado en nuestro centro, el paciente exhibía dos masas captantes de 1,65 y 2,32 cm3 que absorbieron una dosis de 272,39 y 341,84 Gy, respectivamente, para una actividad administrada de 60 mCi. Los resultados obtenidos para la dosimetría voxelizada son de 261,64 y 336,18 Gy, respectivamente.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos mediante ambos métodos son totalmente compatibles teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas al proceso. Se continuará la comparación con los estudios dosimétricos existentes hasta el momento para la validación interna final del procedimiento expuesto.

CONCLUSIONES

La posibilidad de realizar dosimetría voxelizada con una única imagen SPECT-CT constituye un avance prometedor para los especialistas de Radiofísica Hospitalaria, ya que permite calcular la dosis absorbida en restos tiroideos por métodos de imagen sin aumentar la presión asistencial sobre las unidades de Medicina Nuclear a la vez que se elimina la necesidad de estimar los volúmenes de las masas captantes, que está sujeta a una fuente de error considerable.

A RAIZ DE UN CASO CLÍNICO: LA IMPORTANCIA DE SUSPENDER LA LACTANCIA MATERNA ANTES DE UNA TERAPIA METABÓLICA

Morcillo Garcia, A. B. (1); Gonzalez Ruiz, C. (1); Gayol Vilorio, I. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); Musson Gomez, D. (1); Sierra Diaz, F. (1)
(1) HGU Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

Por un error en la cadena de comunicación, se administró un tratamiento de terapia metabólica con 3.7 GBq de I-131 a una paciente de 41 años sin que hubiese suspendido previamente la lactancia materna. Una vez notificada esta situación, se recomendó a la paciente mantener la producción de leche para evitar la acumulación del I-131 en el tejido mamario.

Aprovechando esta situación, se quiso evaluar la concentración de actividad en la leche materna durante los días posteriores a la administración del tratamiento.

MATERIALES

Se prepararon alícuotas de la leche extraída y se utilizó una balanza de precisión para evaluar la masa de las muestras. La actividad se midió utilizando un activímetro Capintec modelo CRC-15R o un contador gamma 2470 WIZARD2 (PerkinElmer), dependiendo del momento de extracción de la leche y, por ende, de la actividad de las muestras. Ambos equipos fueron calibrados previamente

con sendas cápsulas de I-131 en diferente grado de decaimiento (21.8 µCi y 15.3 nCi respectivamente), las cuales no habían sido administradas a pacientes.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se presenta la concentración de I-131 en la leche materna en función del tiempo trascurrido desde la administración. Por su parte, la FIGURA 2 muestra una captura del SPECT/TC realizado a las 166 horas, inmediatamente después de que la paciente se hubiese extraído la leche acumulada.

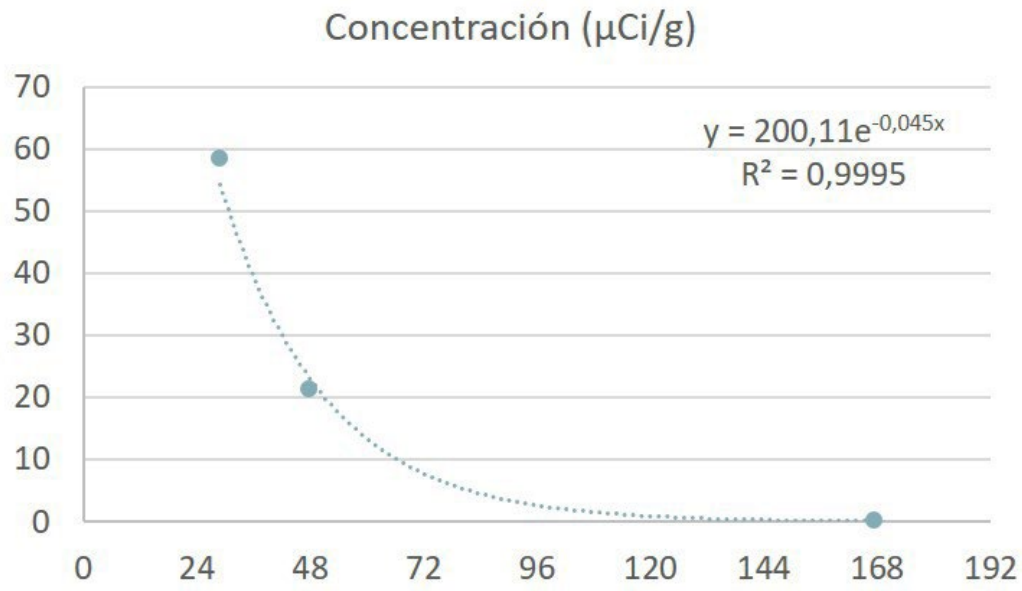


FIGURA 1. Evolución temporal de la concentración de I-131 en la leche materna.

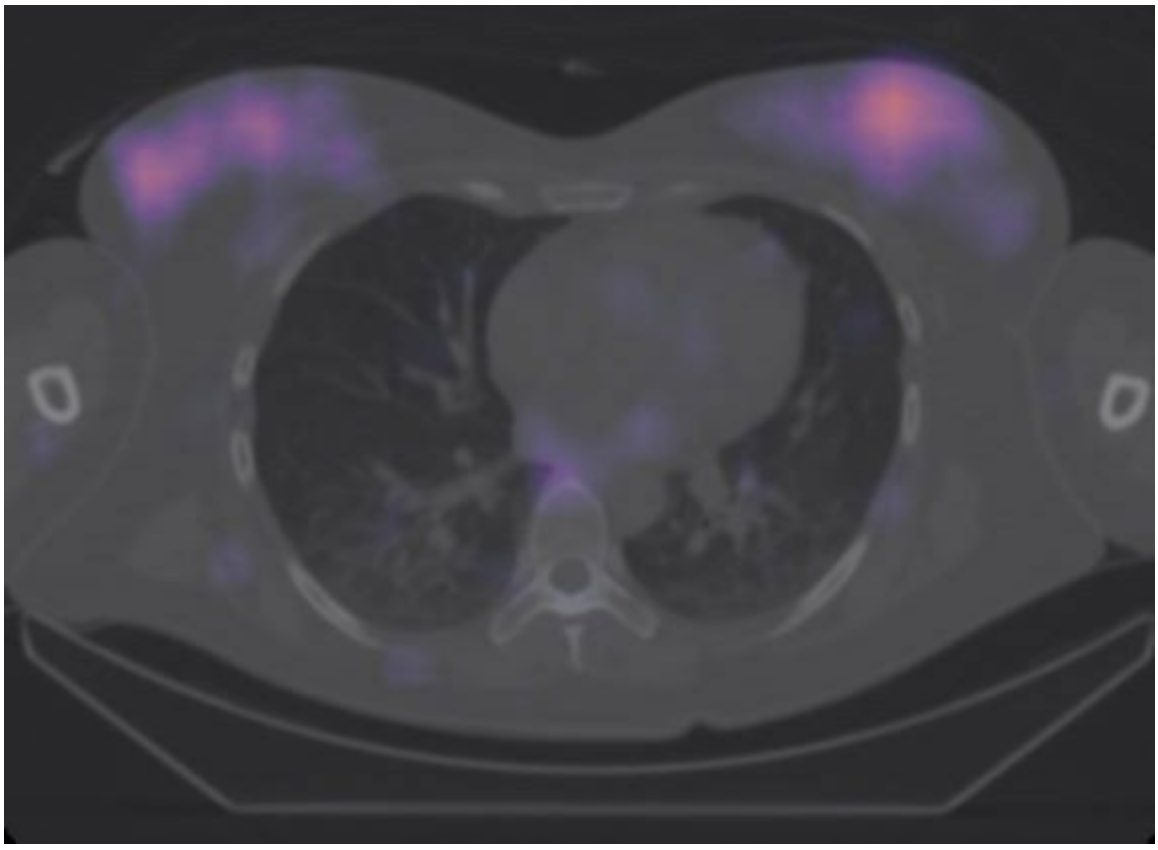


FIGURA 2. SPECT/TC realizado a la paciente 7 días después del tratamiento.

DISCUSIÓN

Se observó que la actividad de I-131 presente en la leche materna no es despreciable, alcanzando una concentración de 60 µSv/g a las 29 horas de la administración. Considerando que en las glándulas mamarias se puede acumular un volumen de 90 ml en un periodo de 8 horas [1], la irradiación del tejido mamario, muy sensible a la radiación, puede ser importante. De hecho, para una administración de 100 mCi, la ICRP estima que la dosis equivalente comprometida en el tejido mamario puede llegar a 5 Sv [1]. Cabe destacar que, a pesar de la considerable reducción de la concentración de I-131 en la leche a las 168 horas de la administración, la captación de este radionúclido en el tejido glandular seguía siendo visible en el SPECT/TC.

En vista de la concentración de I-131 medida, parece adecuado recomendar que la paciente continúe extrayéndose leche para evitar su acumulación en el tejido mamario, a pesar que esta práctica no favorece la interrupción natural de la lactancia. Transcurridos 7 días, con una concentración de I-131 equivalente al 0.2% de la medida a las 24 horas, sí se recomendó a la paciente suspender la lactancia.

CONCLUSIÓN

Es fundamental garantizar que las pacientes sometidas a terapias metabólicas no sólo no están embarazas, sino que tampoco se encuentran amamantando.

BIBLIOGRAFÍA

1. ICRP. Doses to Infants from Ingestion of radionuclides in Mother's Milk. ICRP Publication 95. Ann ICRP. 2004;34.

SOBRE LA POSIBILIDAD DE BIOPSIAR UNA MASA TUMORAL TRAS LA ADMINISTRACIÓN DE UNA TERAPIA METABÓLICA

Morcillo Garcia, A. B. (1); Megias Ruiz, J. M. (1); Gayol Vilorio, I. (1); Musson Gomez, D. (1); Gonzalez Ruiz, C. (1); Sierra Diaz, F. (1)
(1) HGU Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

En el contexto de un ensayo clínico se plantea la posibilidad de realizar biopsias de las masas tumorales transcurridas 24 horas desde la administración de Lu177 para su análisis por Anatomía Patológica. El objetivo de este trabajo ha sido estimar el contenido radiactivo de una muestra de este tipo para evaluar si su posterior análisis en un laboratorio ajeno a la instalación constituye una práctica exenta o se requiere, por el contrario, preservar la muestra para que decaiga antes de su manipulación.

MATERIALES

Ante la falta de información aportada, se realizó una búsqueda bibliográfica sobre la masa de las muestras extraídas durante una biopsia. Se utilizaron como referencia las pautas de la Sociedad Británica de Gastroenterología para la realización de biopsias de hígado, donde se recomienda utilizar una aguja 16G para el abordaje percutáneo, salvo en el caso de lesiones sólidas donde se recomienda utilizar una aguja 18G y obtener en ambos casos una muestra de al menos 20 mm de

longitud[1]. Además, se evaluaron los SPECT/TC de varios pacientes tratados en el hospital para cuantificar la actividad presente en las lesiones más captantes a las 24 h de la administración.

RESULTADOS

En la Tabla 1 se muestra la masa de las muestras "estándar" que se asume se podrían extraer en una biopsia de hígado. En la Tabla 2 se muestra, para 3 lesiones de 3 tipos distintos de radiofármacos marcados con Lu177, la concentración y la actividad total esperada en cada muestra extraída, tanto si se utilizasen agujas 16G como 18G.

Gauge	Ø interno (mm)	Longitud (mm)	Masa (g)*
18G	0.838	20	0.011
16G	1.194	20	0.022

* Asumiendo una densidad de 1 g/cm^3

Tabla 1. Estimación de la masa extraída en una biopsia de hígado según la aguja empleada.

Lesión	Horas	MBq	Vol. (cm^3)	Concentración (MBq/g)*	Aguja 18G (MBq)	Aguja 16G (MBq)
1	23	0.14	32	**0.004**	**0.00005**	**0.0001**
2	24	15.6	10	**1.521**	**0.0168**	**0.0341**
3	24	3.7	12	**0.308**	**0.0034**	**0.0069**

* Asumiendo una densidad de 1 g/cm^3

TABLA 2. Concentración promedio y actividad total esperada en la muestra biopsiada.

DISCUSIÓN

De acuerdo con el Anexo II del RD 1217/2024, se consideraría una práctica exenta si se cumple alguno de los siguientes criterios: para cantidades moderadas, que la actividad por unidad de masa no exceda 0.001 MBq/g; o bien, que la actividad total no supere 10 MBq. Por ello, aunque se superaría el límite de concentración incluso en la lesión menos captante, la actividad total no excedería el valor de exención y la manipulación de las biopsias podría considerarse una práctica exenta. De hecho, existiría margen suficiente como para extraer varias muestras si se considerase necesario, incluso si las lesiones fueran más captantes que las analizadas o se accediese precisamente a la zona tumoral de mayor captación.

CONCLUSIÓN

A pesar del bajo número de lesiones analizadas, se puede afirmar con cierta seguridad que las muestras que se obtendrían en una biopsia con agujas 16G/18G, a las 24 horas de la administración de un tratamiento con Lu177, pueden ser manipuladas por personal sin licencia en laboratorios ajenos a la instalación radiactiva de Medicina Nuclear, al constituir esto una práctica exenta.

BIBLIOGRAFÍA

1. NEUBERGER J, ET AL. GUIDELINES ON THE USE OF LIVER BIOPSY IN CLINICAL PRACTICE FROM THE BRITISH SOCIETY OF GASTROENTEROLOGY, THE ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGISTS AND THE ROYAL COLLEGE OF PATHOLOGY. GUT. 2020;69(8):1382-1403.

DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL COEFICIENTE DE ATENUACIÓN DEL 99MTC EN AGUA CON GAMMACÁMARAS SPECT-CT

Casasola Muñoz, B. (1); Granado Olmedo, J. M. (1); Castro Ramírez, I. J. (1); Del Olmo Martín, P. (1); Angulo Paín, E. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

Las adquisiciones de imágenes SPECT requieren correcciones para compensar la atenuación que produce la absorción de los fotones emitidos por el radiofármaco inyectado al atravesar el paciente. Según la literatura, el coeficiente de atenuación efectivo (μ_{ef}) para los fotones emitidos por el radionúclido ^{99m}Tc en el caso de agua es igual a 0.15 cm^{-1}. No obstante, distintas publicaciones sugieren un valor de 0.12 cm^{-1}, al incorporar la contribución de los fotones dispersos en dicho medio. Se pretende comprobar experimentalmente la determinación de este parámetro, para tres modelos distintos de gammacámaras Discovery (General Electric).

MATERIAL Y MÉTODOS

La determinación empírica del coeficiente de atenuación del ^{99m}Tc precisa del análisis previo de la sensibilidad planar junto con la proyección AP de la prueba de uniformidad tomográfica de la adquisición SPECT del maniquí. La obtención de dicha información se lleva a cabo en los controles de calidad mensuales o semestrales, haciendo uso de diferentes maniquís, tales como una placa Petri rellena de aproximadamente 1 mCi de una solución de 99mTc, y un maniquí cilíndrico de 21.5 cm de diámetro (D) y 18.5 cm de altura, inyectado con 10 mCi aproximadamente de la misma solución. Se han empleado cuatro gammacámaras de General Electric, dos NMCT 870, NMCT 670 y NM 630.

Una vez conocidos los parámetros necesarios, se aplica la ecuación empírica propuesta en el Report 22 de AAPM para determinar el coeficiente de atenuación efectivo, mediante un cálculo iterativo de 10 iteraciones:

$$\mu_{eff} = (1-\exp(-\mu_i D))/ RD$$

Siendo D el diámetro del maniquí empleado en la prueba de uniformidad tomográfica, y R el cociente entre el número de cuentas observadas y esperadas. El número de cuentas observadas es un valor experimental, obtenido de la prueba de uniformidad tomográfica, mientras que el número de cuentas esperadas en dicho volumen se determina conociendo la actividad en dicho volumen, la sensibilidad del equipo y el tiempo de adquisición.

Dado que esta ecuación se resuelve iterativamente, en la primera iteración se toma un valor μ_1= 0.15 cm^{-1}. Para los siguientes cálculos, se emplea el valor obtenido en la iteración anterior.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los valores de los coeficientes de atenuación efectivos del ^{99m}Tc para el agua, distinguiendo según la gammacámara empleada.

Equipo	μ_{eff} (cm^{-1}) ± σ
NM 630	0.116 ± 0.005
NM 670	0.120 ± 0.008
NM 870 (1)	0.127 ± 0.010
NM 870 (2)	0.127 ± 0.008

TABLA 1

Se observan que los resultados concuerdan con la literatura (C. Craig Harris, 1984) y se comprueba satisfactoriamente que las gammacámaras del mismo modelo presentan un comportamiento muy similar.

CONCLUSIONES

La consideración de la contribución de los fotones dispersos en el cálculo del coeficiente de atenuación efectivo al atravesar un medio supone una mejora en la precisión de los resultados obteniéndose un ajuste más realista, lo que permite una mejor reconstrucción de las imágenes adquiridas en adquisiciones SPECT. Esta mejora contribuye al avance de la Medicina Nuclear, donde las adquisiciones SPECT están ganando una mayor importancia.

COMPARACIÓN ENTRE LOS SOFTWARES NEPTUNO Y GAMCAL EN EL ANÁLISIS DE IMÁGENES DE CONTROL DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR

Casasola Muñoz, B. (1); Granado Olmedo, J. M. (1); Baeza Monedero, C. J. (2); Castro Ramírez, I. J. (1); Del Olmo Martín, P. (1); Angulo Paín, E. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar; (2) Hospital Universitario Virgen Macarena

INTRODUCCIÓN

El análisis de imágenes de control de calidad en Medicina Nuclear es fundamental para garantizar la fiabilidad de los equipos de diagnóstico. En este estudio, se compara el rendimiento de dos softwares diseñados para este propósito: Neptuno, desarrollado en MATLAB por el Hospital Universitario Puerta del Mar (HUPM), y Gamcal, desarrollado en Python por el Hospital Universitario Virgen Macarena (HUVM). La comparación se centra en la evaluación de tres pruebas: sensibilidad extrínseca, resolución espacial extrínseca y factor de atenuación de los fotones del 99mTc en agua en adquisiciones tomográficas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron un total de 39 pacientes de control de calidad entre ambos centros comparando sus imágenes con ambos softwares. Para cada prueba se determinaron el porcentaje promedio de diferencia entre los análisis, así como el valor mínimo, máximo y la desviación estándar.

RESULTADOS

Los resultados muestran una alta concordancia entre los análisis realizados por ambos softwares, con diferencias mínimas en la sensibilidad extrínseca, lo que indica una muy buena reproducibilidad en esta prueba. Los resultados se exponen en la TABLA 1.

Prueba a evaluar	Número de imágenes	Diferencia promedio (%)	Máximo (%)	Mínimo (%)	Desviación estándar (%)
Sensibilidad extrínseca	389	0,10	1,79	0,00	0,15
Resolucion espacial extrínseca	117	2,15	7,01	0,20	1,30
Factor de atenuación	38	3,94	10,81	0,05	2,73

TABLA 1

DISCUSIÓN

Si bien en las imágenes de sensibilidad extrínseca la variabilidad fue mínima, en las imágenes de resolución espacial extrínseca y cálculo del factor de atenuación, las diferencias entre los resultados fueron mayores. Esto puede explicarse, en parte, por la aleatoriedad inherente a la selección manual de ciertos parámetros en cada prueba. En el análisis de resolución espacial extrínseca, el usuario debe elegir manualmente un perfil de análisis, mientras que, en la evaluación del factor de atenuación, es necesario seleccionar una región de interés en la proyección AP del maniquí. Estas diferencias en la selección pueden influir en los valores obtenidos, aunque los resultados siguen siendo aceptables dentro del margen esperado.

Aparte de la variabilidad manual, debe sumarse el impacto de los algoritmos de procesamiento de imágenes implementados en cada software. Aunque ambos programas han sido diseñados para ofrecer resultados robustos y reproducibles, las diferencias en la manera en que procesan y analizan las imágenes pueden explicar parte de la dispersión observada en los valores.

CONCLUSIONES

La comparación entre Neptuno y Gamcal demuestra que ambos softwares ofrecen un desempeño fiable en el análisis de imágenes de control de calidad en Medicina Nuclear. A pesar de que en ciertas pruebas se presentan diferencias ligeramente mayores, estas pueden atribuirse en gran parte a la selección manual de parámetros, así como a la propia implementación de los algoritmos de análisis en cada herramienta. No obstante, las diferencias observadas son aceptables dentro del margen de variabilidad esperable. En futuras investigaciones, la estandarización y automatización de estos procesos podría ayudar a reducir aún más estas discrepancias y mejorar la reproducibilidad de los análisis.

EFECTO DE LA ANCHURA DEL FILTRO DE RECONSTRUCCIÓN TOMOGRÁFICA EN LOS COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD

Casasola Muñoz, B. (1); Minguez Gabiña, P. (2); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar; (2) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

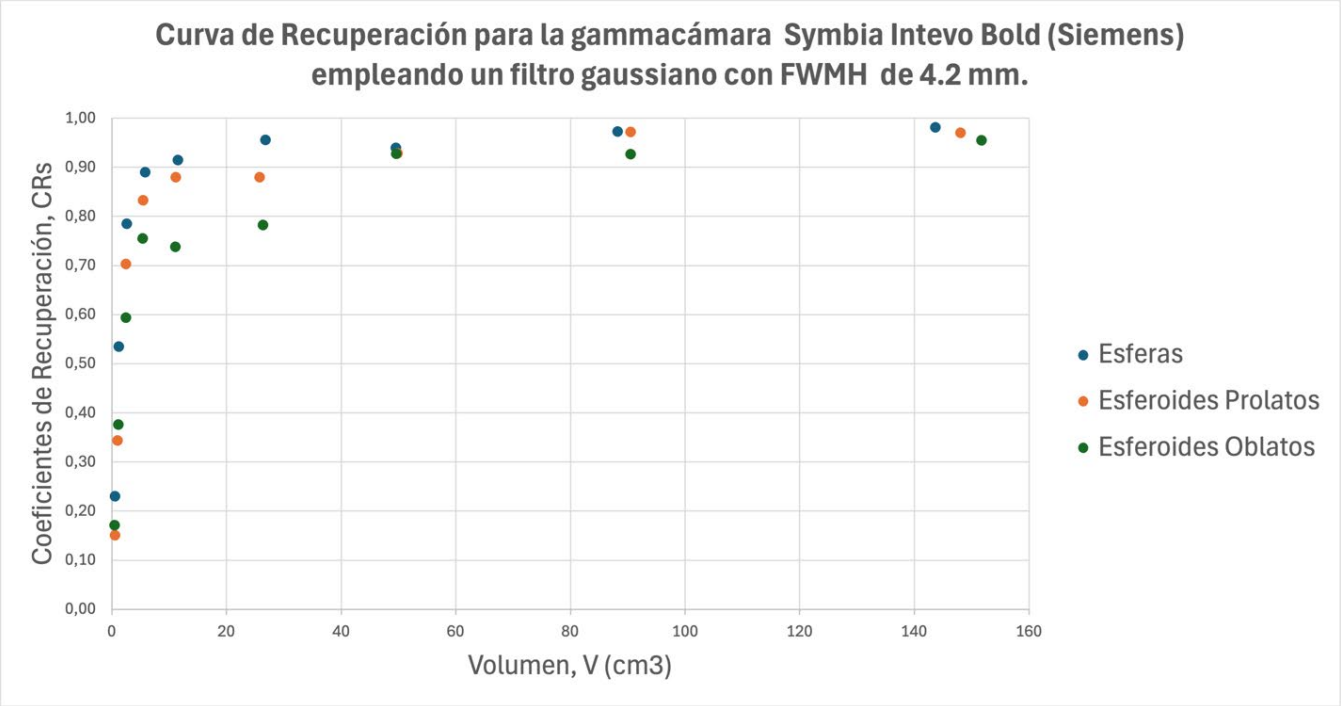
El cálculo de las curvas de recuperación de actividad en función de un volumen de interés (VOI) para imágenes SPECT permite mejorar la precisión de los cálculos dosimétricos de terapias metabólicas con radiofármacos. Estos coeficientes de recuperación (CRs) dependen de la resolución espacial del equipo, que a su vez se ve modificada por el método de reconstrucción de las imágenes SPECT empleado.

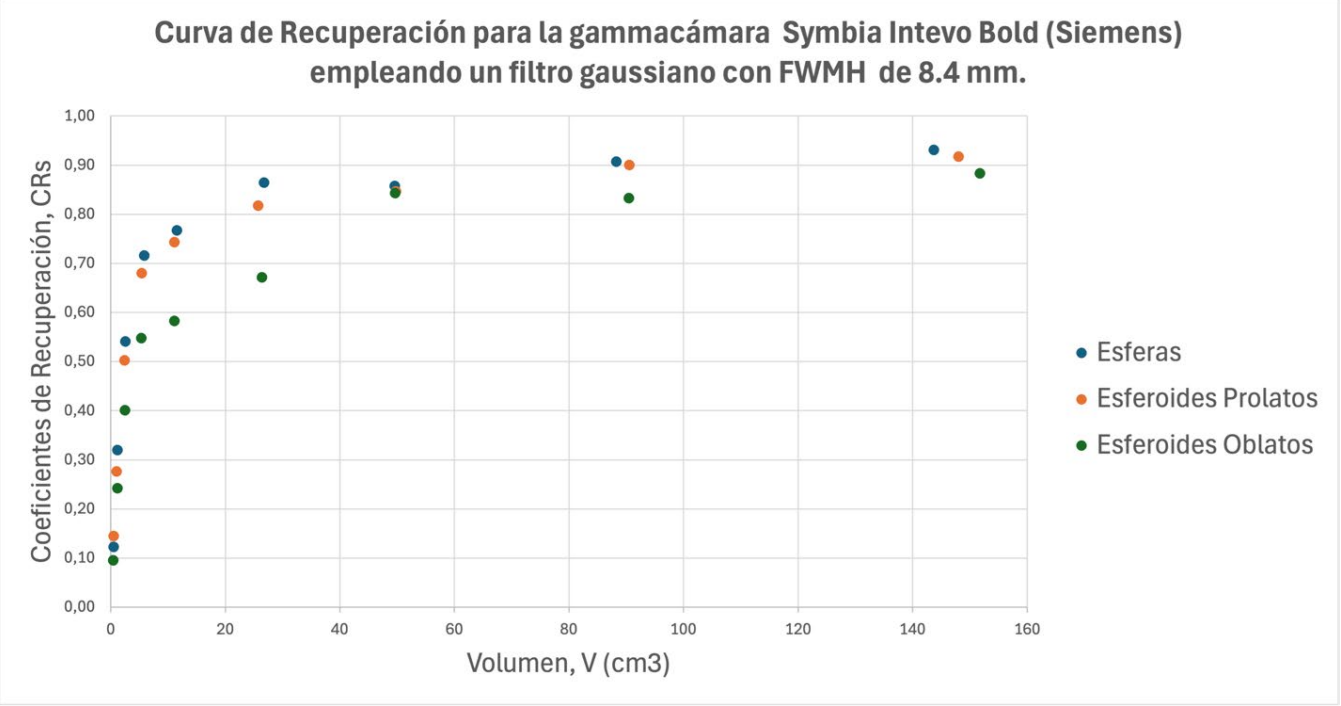
MATERIAL Y MÉTODOS

Se han adquirido imágenes del maniquí NEMA IEC de tórax con insertos esféricos y esferoides prolatos y oblatos, rellenos de una cantidad conocida de ^{177}Lu, empleando para ello una gammácamara Siemens Symbia Intevo Bold. Las reconstrucciones se han realizado aplicando un algoritmo OS-EM (Ordered Subsets Expectation Maximization) denominado Flash 3D. Este algoritmo, de carácter estadístico, calcula la retroproyección de los datos del sinograma para un número de subconjuntos en cada iterativa, lo que reduce considerablemente el tiempo de cálculo de la reconstrucción. En este caso, se ha mantenido el número de iterativas fijo e igual a 16 y el número de subconjuntos igual a 8 y se han reconstruido las imágenes dos veces, variando el valor de la anchura a mitad de altura del filtro gaussiano aplicado entre 8.4 mm y 4.2 mm.

RESULTADOS

En las figuras se representan los valores de los CRs en función del volumen de cada inserto, distinguiendo según la anchura del filtro aplicado.





Se aprecia una mejor recuperación al reconstruir con un filtro gaussiano de 4.2 mm, y a su vez, un mayor nivel de ruido, lo que concuerda con lo esperado. Al disminuir este parámetro, se obtienen reconstrucciones con una mejor resolución espacial, lo que permite que las correcciones de los CRs debido al efecto del volumen parcial sean menores.

DISCUSIÓN

Los parámetros de reconstrucción de adquisiciones SPECT afectan al efecto de volumen parcial presente en dichas imágenes SPECT. En este estudio, se ha comprobado la influencia de la anchura del filtro gaussiano, y cómo al aumentar dicho parámetro, la resolución espacial de las imágenes empeora, mientras que el ruido presente en las curvas se ve disminuido. Esto se puede deducir al observar que las curvas con un filtro de 8.4 mm son más suaves que aquellas obtenidas con un filtro de 4.2 mm.

Conociendo este comportamiento, se pueden tomar decisiones con implicaciones clínicas. En el caso de trabajar con lesiones de gran volumen, tales como los riñones o el hígado, sería preferible emplear en la reconstrucción de las imágenes SPECT un filtro de menor anchura. En volúmenes grandes, los CRs son próximos a 1 y no sería necesario realizar una corrección por efecto de volumen parcial. Para volúmenes menores, puede ser recomendable obtener una curva de CRs de mayor precisión, para lo cual podría usarse un filtro más ancho.

CONCLUSIONES

La elección de la anchura del filtro gaussiano en la reconstrucción OSEM afecta notablemente al valor de los CRs y su elección puede depender de las curvas obtenidas, así como del volumen de los objetos a los cuales se les aplicarán dichos coeficientes de recuperación.

SISTEMA GAMCAL Y QATRACK. GESTIÓN AUTOMÁTICA DE CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR

Baeza Monedero, C. J. (1); Muñoz Bruque, A. (1); Gallego Castro, M. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

Los controles de calidad en gammacámaras son fundamentales en medicina nuclear para garantizar la precisión y seguridad en la adquisición de imágenes. Estos controles permiten detectar y corregir errores que puedan afectar la calidad diagnóstica y la seguridad del paciente.

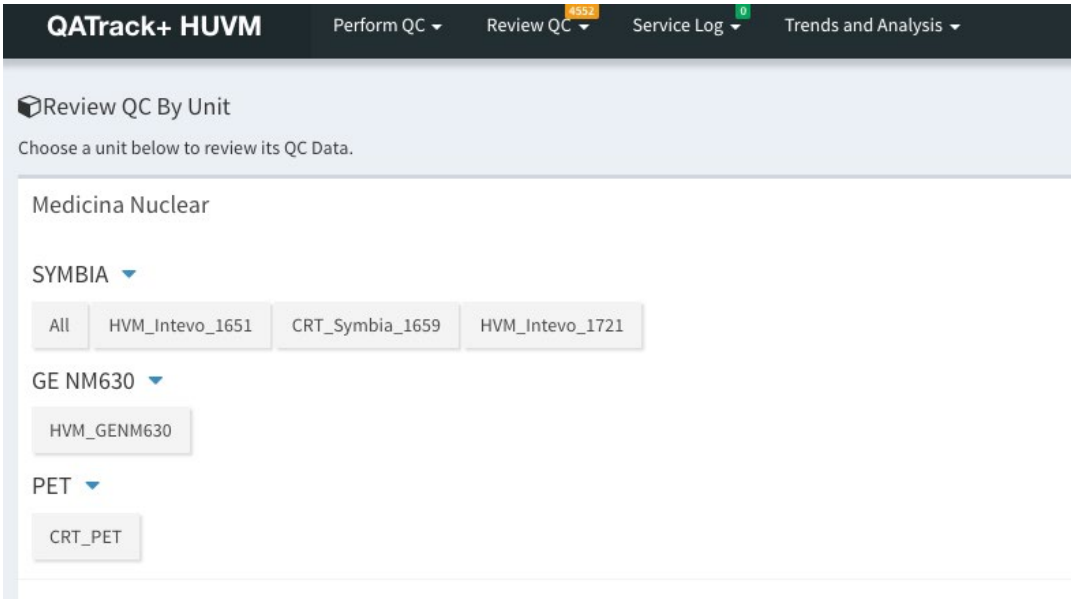
La automatización de la realización de los Controles de Calidad, y el registro de los resultados en bases de datos gestionadas, permite al facultativo ser capaz de analizar tendencias, históricos y poder anteponerse ante posibles incidencias antes de que ocurran. Además, el hecho de llevar a cabo al automatización del proceso, hace que la dependencia de los resultados con el especialista se minimicen al máximo, ofreciendo una independencia de los mismos y la posibilidad de que cualquier profesional pueda llevar a cabo las pruebas.

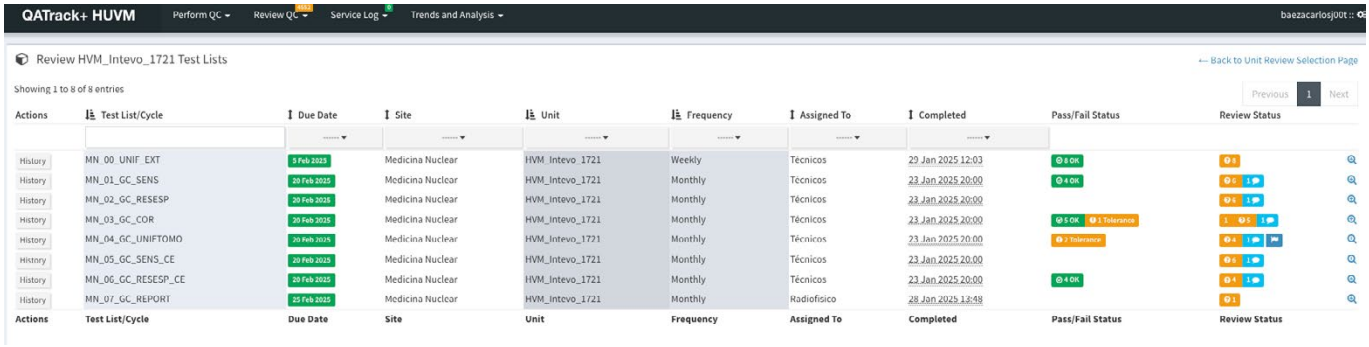
En el Hospital Universitario Macarena se lleva desarrollando una herramienta propia para la gestión de esta labor. Se presenta GamCal como una solución rápida y eficaz, que automatiza el proceso y reduce los tiempos de análisis a una décima parte, pasando de mas de 2 horas de procesado y análisis de las imágenes a menos de 10 mins.

Además, se ha incluído una exportación automática de los resultados del control a QATrack+. QATrack+ es una plataforma de software de código abierto diseñada para gestionar y automatizar los controles de calidad en equipos de radioterapia y medicina nuclear. Facilita la programación, registro y análisis de pruebas de control de calidad, mejorando la eficiencia y la trazabilidad de los datos. Los usuarios pueden personalizar los protocolos según las necesidades específicas del centro, asegurando el cumplimiento de normativas y estándares internacionales. Además, QATrack+ permite la generación de informes automáticos, la gestión de incidencias y el monitoreo del rendimiento de los equipos, contribuyendo a la seguridad del paciente y la optimización de los procesos clínicos.

GamCal es completamente exportable a cualquier equipo, y válido para cualquier gammacámara a la que se realice el Control de Calidad siguiendo los estándares del Protocolo Nacional de Control de Calidad en Medicina Nuclear. Se ha llevado una intercomparación entre varias casas comerciales, junto con la colaboración del Hospital Puerta del Mar, Cádiz.

Los resultados han sido excelentes, encontrando desviaciones de los resultados inferiores al 5% en cada una de las pruebas. Además, ha mostrado una gran versatilidad en los distintos centros, y un funcionamiento intuitivo y sencillo gracias a la interfaz gráfica desarrollada, que permite trabajar con el software de manera rápida y eficaz.





REDUCCIÓN DE LA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN DEL PERSONAL EXPUESTO EN PET POR EL USO DE EQUIPOS DE INYECCIÓN AUTOMÁTICOS Y SEMIAUTOMÁTICOS

Villar, C. (1); Andrés, C. (1); Pena, S. (1); Montoya, P. (1); Soto, R. (1); Sánchez, M. (1); Pérez, F. (1); Agulla, M. (1); Antón, D. (1); Hurtado, A. E. (1); Miguel, D. (1); Donis, S. (1); Del Castillo, Á. (1); Alonso, D. (1); De Frutos, J. (1); Viñé, D. (1); Viloria, A. (1); Torres, R. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

El objetivo del presente trabajo es evaluar la diferencia en el equivalente de dosis personal superficial ($H_p(0.07)$) y profunda ($H_p(10)$) del personal expuesto, que se consigue al utilizar dos equipos diferentes (uno automático y otro semiautomático) para la preparación y administración del 18F, con respecto a la realización manual de ambos procesos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan tanto el sistema automático Posijet (Lemerpax, Francia) como el sistema semiautomático formado por Apiron (Globalpet, España) para la preparación de la actividad y Artauta (Globalpet, España) para su inyección.

Posijet es un equipo autónomo diseñado para calibrar e inyectar ^{18}F. El técnico superior de imagen y diagnóstico (TSID) introduce un vial de ^{18}F en el equipo y prepara la actividad a inyectar, mientras que la enfermera se encarga del proceso de administración.

Artauta consiste en una bomba de jeringa de doble canal y un blindaje de 6 mm de vidrio plomado. Apiron se encuentra dentro de una celda de manipulación blindada con 50 mm de plomo en la que, desde el exterior, el TSID prepara la actividad y volumen deseados de ^{18}F a través de un control manual y una cámara.

Se usan dosímetros de lectura directa ($H_p(10)$) y de anillo ($H_p(0.07)$) para ambos sistemas de inyección, normalizando su lectura a la actividad inyectada. Estas lecturas se comparan con valores de preparación y administración manual obtenidos de la literatura. Se realiza el estudio para 170 pacientes con Posijet y 83 pacientes con el inyector semiautomático.

RESULTADOS

Las lecturas normalizadas obtenidas con ambos equipos se muestran en la TABLA 1 junto con los valores para la técnica manual.

	Posijet		Semiautomático		Manual	
	$H_p(10)/A$ [µSv/MBq]	$H_p(0.07)/A$ [µSv/MBq]	$H_p(10)/A$ [µSv/MBq]	$H_p(0.07)/A$ [µSv/MBq]	$H_p(10)/A$ [µSv/MBq]	$H_p(0.07)/A$ [µSv/MBq]
Enfermería	0,0031	0,0166	0,0044	0,1429	0,0056	0,9297
TSID	0,0020	0,0335	0,0025	0,2631	0,0029	1,2000

Tabla 1: Lecturas normalizadas

Respecto a la técnica manual, para enfermería y TSID, Posijet disminuye $H_p(10)/A$ en un 44.4% y 31.2% mientras que $H_p(0.07)/A$ decrece un 98.2% y 97.2% respectivamente. Con el sistema semiautomático, $H_p(10)/A$ decrece en un 21.3% y 15.6% y $H_p(0.07)/A$ en un 84.6% y 78.1% para enfermería y TSID respectivamente.

DISCUSIÓN

El uso de equipos de inyección automáticos o semiautomáticos supone una enorme reducción en las dosis recibidas por los profesionales expuestos. Ésta es especialmente significativa en el caso de equipos de inyección totalmente automáticos, obteniéndose una reducción superior al 95% en las dosis equivalentes en extremidades tanto para los TSID como para el personal de enfermería. Por su parte, la reducción en dosis profunda alcanza valores cercanos al 50%, lo que supone una optimización considerable de la protección radiológica en instalaciones PET

CONCLUSIONES

Los resultados indican una reducción en la exposición a la radiación del personal expuesto a la hora de utilizar estos sistemas, reduciendo el riesgo de sufrir efectos adversos a largo plazo. Además, la consistencia en dicho decrecimiento para dos grupos profesionales diferentes, indica que ambos sistemas son eficaces en diferentes etapas del procedimiento diagnóstico.

MONITORIZACIÓN DOSIMÉTRICA DEL PROCESO DE PERFUSIÓN DE LU-177 EN TRATAMIENTOS DE TUMORES NEUROENDOCRINOS

Sabin San Julian, C. (1); Fernández Belmonte, F. (2); Perdomo Morales, Y. M. (3); Piqueras Guardiola, F. (3); Sánchez Hernández, M. O. (3)
(1) C.H.U. CANARIAS; (2) Hospital de León; (3) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

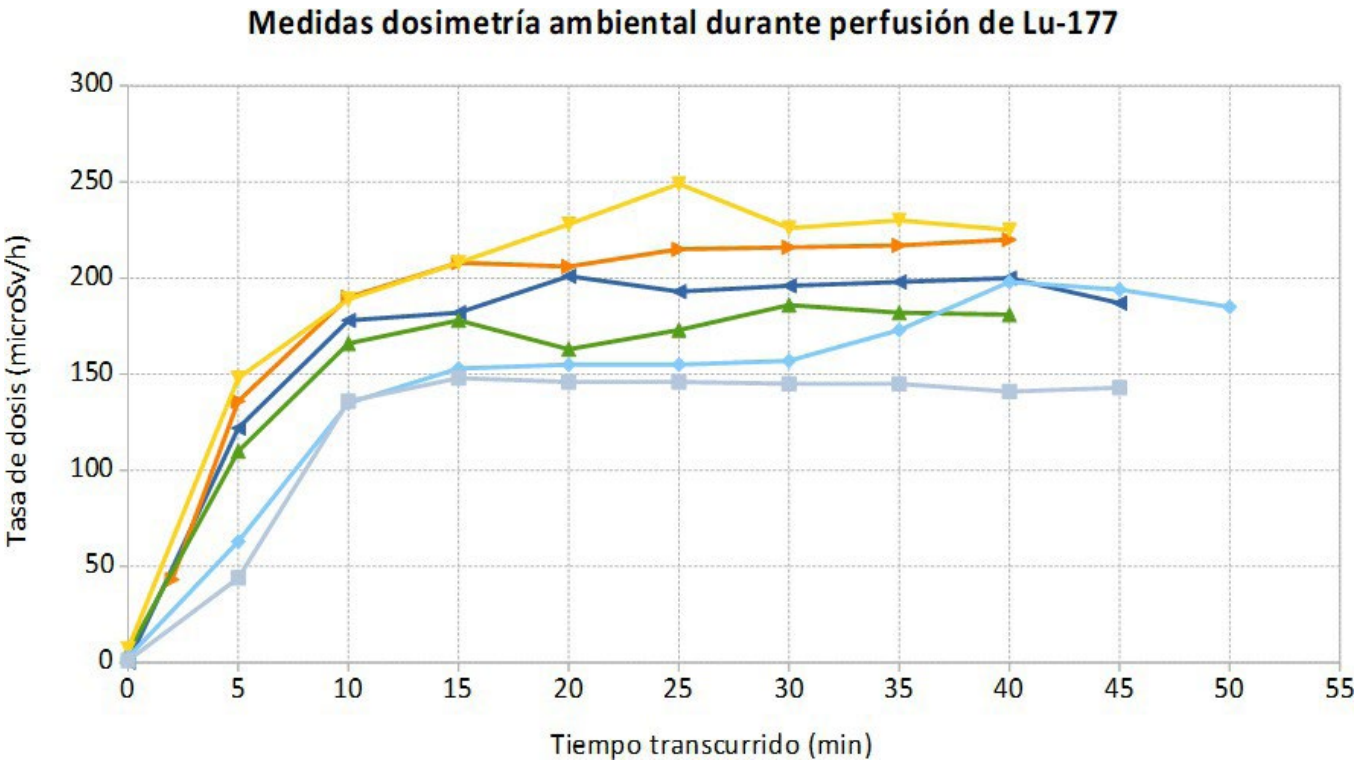
El [^{177}Lu]Lu-DOTA-TATE es un radiofármaco indicado para tratar tumores neuroendocrinos, que suele pautarse con 4 sesiones separadas unas 8-10 semanas. Como método para controlar su completa administración por vía intravenosa, durante el proceso de perfusión monitorizamos la tasa de dosis por encima del tórax del paciente. Cuando termina la administración del radiofármaco las medidas se estabilizan, permitiéndonos controlar cuándo se ha agotado completamente el vial del radiofármaco.

En este trabajo recopilamos medidas de tasa de equivalente de dosis ambiental obtenidas durante el último año en los tratamientos con Lu-177 del Hospital Universitario de Canarias.

METODOLOGÍA Y RESULTADOS

Los pacientes de terapia metabólica con Lu-177 son ingresados en la Unidad de Curiterapia del hospital. Para cada tratamiento se coloca al paciente sobre la cama en decúbito supino. En primer lugar, se administran fármacos antieméticos y tras 30 minutos se comienzan a administrar aminoácidos nefroprotectores por vía intravenosa, ya que la captación del Lu-177 se realiza rápidamente en riñones, lesiones tumorales y bazo. El radiofármaco comienza a inyectarse mediante bomba de perfusión 30 minutos después, en concomitancia con los aminoácidos, que se administran durante un total de aproximadamente cuatro horas. Se utiliza un vial monodosis de Lutathera (lutecio-177 oxodotreotida, 370 MBq/ml) de 200 mCi.

Las medidas comienzan en el momento de la inyección de Lu-177 y se realizan con un monitor de radiación ambiental Raysafe 452, a una distancia de aproximadamente 20 cm del tórax del paciente (a la altura del extremo caudal del esternón) cada cinco minutos. En la siguiente gráfica se muestra la evolución de las medidas en cada uno de los tratamientos del último año.



Se observa que la tasa de dosis aumenta rápidamente hasta los primeros 10 minutos, tiempo en el cual se administra la mayor parte del radiofármaco. A partir de los 20-25 minutos de perfusión, la tasa de dosis se empieza a estabilizar en la mayoría de los casos y por tanto podemos decir que a partir de ese momento ya se da por completada la administración del radiofármaco.

En la siguiente tabla se muestra un resumen de la duración de la administración del radiofármaco, actividad residual, tasa de equivalente de dosis ambiental a un metro del tórax del paciente en el momento del alta radiológica y restricciones de protección radiológica para el entorno familiar y laboral.

	Duración perfusión (min)	Actividad residuos (mCi)	Tasa de alta paciente (µSV/h)	Restricción niños y embarazadas entorno familiar (días)	Restricción adultos entorno familiar (días)	Restricción adultos entorno laboral (días)
Media	43,30	1,32	14,26	5,63	2,25	1,88
Mínimo	40,00	1,10	10,00	4,00	2,00	1,00
Máximo	50,00	1,80	20,00	7,00	3,00	2,00

En promedio la administración suele terminar antes de los 45 minutos, quedando una actividad residual (vial, agujas, guantes y catéter) inferior al 1% de la actividad inicial del vial. Los pacientes salen del hospital con una tasa de dosis alrededor de 15 microSv/h, lo que implica medidas de protección radiológica inferiores a una semana con respecto a niños y embarazadas del entorno familiar y de aproximadamente 2 días para el resto.

CONCLUSIONES

Hemos implementado un método sencillo y rápido de control de la administración del [^{177}Lu]Lu-DOTA-TATE.

BIBLIOGRAFÍA

1 Mínguez Gabiña et al. 2024, Rev Fis Med 2024;25(2)(Julio-Diciembre):35-78

2 Ficha técnica Lutathera 370 MBq/ml, Agencia Europea del Medicamento

VERIFICACIÓN DE LA ACTIVIDAD DE SEMILLAS DE I-125 CON UNA CÁMARA POZO

Vera Tena, D. (1); González González, E. (1); López-Blanco Díaz, P. (1); Castán Guerrero, C. (1); Castro Moreno, R. (1); Bataller Martí, A. (1); Jiménez Albericio, F. J. (1); Ruiz Manzano, P. (1); Barranco López, A. (1); Calvo Carrillo, S. (1); García Romero, A. (1); Ortega Pardina, P. (1); Gómez González, N. (1); Serrano Zabaleta, S. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza

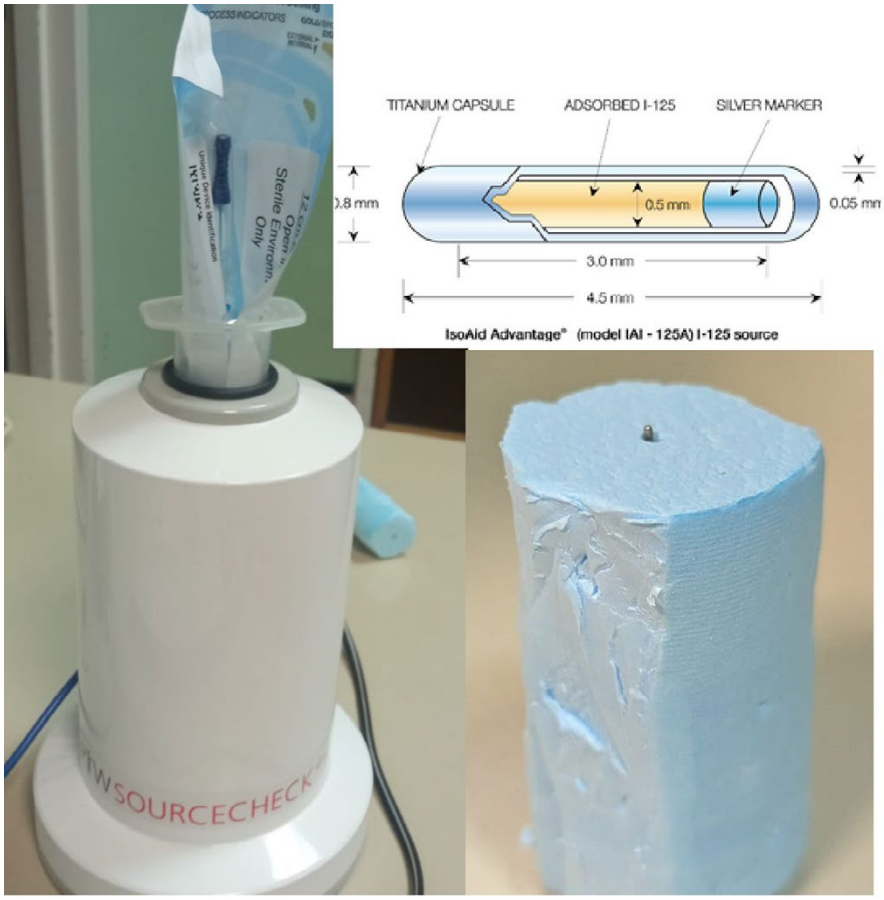
INTRODUCCIÓN

Recientemente se ha implementado un procedimiento de marcaje con semillas radiactivas de I-125 para la cirugía de mama en el HCUZ. Estas fuentes de pequeñas dimensiones llegan en lotes de 20 unidades, cada una en un envase de plástico esterilizado. Cada lote tiene un certificado de actividad suministrado por la casa comercial. El seguimiento de las semillas tras la implantación en la paciente y posterior extracción es complejo, e implica a una cantidad considerable de personal de distintos servicios: medicina nuclear, radiodiagnóstico, anatomía patológica y finalmente protección radiológica para su almacenamiento como residuo. Por ello es importante disponer de un protocolo de seguimiento con el que podamos determinar en cualquier momento a qué lote pertenece cada semilla.

Para ello se nos plantean dos problemas: el primero, que no disponemos de un activímetro calibrado para I-125, y el segundo, la dificultad añadida de estimar la actividad inicial de las fuentes sin romper la esterilidad del envase en el que se suministran. En este trabajo hemos obtenido un factor de calibración para nuestro activímetro utilizando varias semillas de uno de los lotes como fuente patrón, y un coeficiente de correlación de la medida con envase estéril y la medida de la fuente desnuda tras la extracción. Con esto, hemos resuelto ambos problemas, y estamos en disposición de identificar el lote al que pertenece cada semilla de forma inequívoca.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las semillas de I-125 son de la casa comercial IsoAid, con un periodo de semidesintegración de 59.41 días y una actividad de unos 0.25 mCi. Se utiliza una cámara pozo (PTW SourceCheck 4pi) y un electrómetro (Standard Imaging) para realizar las medidas de carga acumulada durante un minuto con voltaje 300V. El montaje para la medida de fuentes con y sin envase estéril se muestra en la FIGURA 1. Se han empleado dos lotes distintos de semillas, uno para obtener los factores de calibración y otro para comprobarlos.



RESULTADOS

Las medidas realizadas se muestran en la TABLA 1. Se ha verificado la reproducibilidad de ambos montajes experimentales repitiéndolos con la misma semilla 5 veces. El factor de calibración para fuentes sin envase es de FC = 0.476 ± 0.025 mCi/pA. Para las medidas de fuentes con envase es necesario aplicar un coeficiente de correlación de CC = 2.590 ± 0.002.

Hemos utilizado semillas de un lote anterior, ya extraídas, para verificar el factor de calibración. Se ha estimado la actividad de las mismas en su fecha de calibración como 0.258 ± 0.007 mCi, con solamente un 1% de diferencia respecto al valor dado por la casa comercial. El coeficiente de correlación será verificado con los siguientes lotes de semillas.

(A) Medidas con envase estéril

Fuente	Carga acumulada en 60 s (nC)				
1	7.326	7.687	7.511	7.344	7.581
2	7.362	7.599	7.537	7.608	7.529
3	7.238	7.247	7.124	7.071	7.168
4	7.370	7.485	7.423	7.291	7.335
5	7.546	7.511	7.502	7.529	7.529
6	7.581	7.423			
7	7.432	7.379			
8	7.617	7.590			
9	7.397	7.282			
10	7.397	7.397			
11	7.142	7.168			
12	7.414	7.309			
13	7.379	7.362			
14	7.494	7.458			
15	7.441	7.450			
16	7.432	7.423			
17	7.520	7.520			
18	7.643	7.678			
19	7.370	7.379			
20	7.274	7.309			

(B) Medidas sin envase tras extracción

Fuente	Carga acumulada en 60 s (nC)				
A	18.960	19.140	19.020	19.050	19.000
B	19.270	19.280	19.250	19.210	19.160
C	19.630	19.530	19.350	19.440	19.540

Corrigiendo por decay a la fecha de calibración:

(A) Medidas con envase:

Media (pA)	Desv Est (pA)
0.193	0.003

(B) Medidas sin envase:

Media (pA)	Desv Est (pA)
0.500	0.006

Factor de Calibración (mCi/pA)

0.476 ± 0.025

Coeficiente de Correlación (medida sin/con envase)

2.59 ± 0.002

CONCLUSIONES

Se ha implementado exitosamente un método de verificación de la actividad de las fuentes de I-125 para radiomarcaje de mama, tanto dentro de su envase estéril antes de implantarlas como fuera del mismo tras su extracción. Esto nos permitirá realizar un seguimiento de las semillas para su posterior almacenamiento como residuo radiactivo.

ESTIMACIÓN DE LA CAPTACIÓN DEL I-131 EN TERAPIA METABÓLICA

Fernández Belmonte, F. (1); Díaz Calzadilla, P. (2); Hernández Concepción, E. (2); Piqueras Guardiola, F. (2); Sabín San Julián, C. (2)
(1) Hospital de León; (2) Hospital Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

El tratamiento habitual tras una tiroidectomía por carcinoma de tiroides consiste en la ingesta de una alta actividad de yodo-131. El yodo se acumula en las células tiroideas supervivientes y la radiación las extermina. De toda la actividad suministrada sólo una fracción es captada por el remanente tiroideo. Es importante medir este porcentaje de captación porque la dosimetría del paciente depende de ello.

El objetivo de este trabajo es determinar un método rápido que nos permita calcular la fracción de actividad captada a partir de los datos del rastreo que se realiza con el SPECT-CT al final del tratamiento.

MÉTODO Y RESULTADOS

El protocolo del HUC sigue unos tiempos muy marcados. Los pacientes son ingresados el lunes por la mañana y toman una cápsula de I-131 con la actividad prescrita. Durante la primera hora los pacientes evitan ir al baño, pero, pasado este tiempo, se les recomienda beber más agua de la habitual durante su ingreso en el hospital, para que eliminen la mayor cantidad de yodo no captado. Pasan la noche aislados en una sala blindada y el martes por la mañana, tras el desayuno, el personal de Física Médica mide la tasa de dosis máxima a 1 m de distancia. Si esta tasa excede los 40 µSv/h el paciente permanece ingresado una noche más. Esta medida se repite en días sucesivos hasta que la tasa baja de ese umbral. En ese momento (normalmente tras una o dos noches de ingreso) se da de alta al paciente. El lunes siguiente se realiza un rastreo al paciente con un SPECT-CT Discovery 870 de General Electric, lo que nos permite obtener imágenes de captación en AP y PA.

A lo largo de 2024 se han recogido los datos de los pacientes con salud renal y normopeso. Todos ellos han recibido 3,7 GBq de yodo-131. Se ha medido la tasa de dosis a un metro tras la ingesta de la cápsula yodada, cada día hasta el alta y el día del rastreo.

La información DICOM de las imágenes nos permite conocer la tasa de cuentas de cada adquisición. Para calcular la actividad remanente de yodo necesitamos conocer la sensibilidad del equipo y la atenuación del paciente. Una vez medida esta actividad podemos calcular la captación del radiofármaco. Para esto es necesario conocer la semivida efectiva y estimar en qué momento de la semana se alcanzó el máximo de captación.

	Características			
	Semivida (días)	Atenuación	Días entre el rastreo y el máximo de captación	Sensibilidad (c/s/MBq)
Captación mínima	7	No se considera	5 (a las 48 h)	24
Captación máxima	3,5	50 % (un cuello de 10 cm)	6 (a las 24 h)	24

Tabla 1. Consideraciones realizadas para determinar los valores extremos de la captación.

Para cacular la captación podemos asumir dos casos extremos y de ahí obtener un promedio y una estimación de la incertidumbre. En la TABLA 1 se muestran las consideraciones realizadas.

Paciente	TASA DE ALTA (µSv/h·m²)	TASA ANTES DE SPECT (µSv/h·m²)	TASA DE CONTEO AP-PA EN SPECT (c/s)	Actividad efectiva (MBq)	Captación mínima (%)	Captación máxima (%)	Captación (%)	Incertidumbre (%)
1	33	0,1	113	4,7	0,2	0,6	0,4	0,2
2	30	0,2	125	5,2	0,2	0,7	0,5	0,2
3	32	0,2	99	4,1	0,2	0,5	0,4	0,2
4	9	0,4	146	6,1	0,3	0,8	0,5	0,3
5	27	0,6	167	7,0	0,3	0,9	0,6	0,3
6	28	0,6	242	10,1	0,4	1,3	0,9	0,4
7	12,5	0,2	79	3,3	0,1	0,4	0,3	0,1
8	27	1,2	278	11,6	0,5	1,5	1,0	0,5
9	33	0,9	285	11,9	0,5	1,6	1,1	0,5
10	34	2,9	750	31,3	1,4	4,2	2,8	1,4
11	28	4,1	1073	44,7	2,0	5,9	4,0	2,0
12	14	0,5	206	8,6	0,4	1,1	0,8	0,4
13	33	0,9	265	11,0	0,5	1,5	1,0	0,5
Promedios	26	1,0	294	12,3	0,5	1,6	1,1	0,5

Tabla 2. Datos recogidos durante 2023 y 2024 en el HUC.

En la TABLA 2 se muestran todos los datos recogidos.

CONCLUSIONES

- Es posible estimar rápidamente y de forma sencilla la captación del yodo 131 en los procedimientos de terapia metabólica.
- Los valores de captación calculados van del 0,3 al 4 %, con un promedio de 1,1 % y una incertidumbre estimada del 0,5 %. Mucho menores de lo que suele suponerse.

MEDIDA DE LA ACTIVIDAD A PARTIR DE LA TASA DE DOSIS EN PACIENTES DE TERAPIA METABÓLICA

Fernández Belmonte, F. (1); Hernández Concepción, E. (2); Díaz Calzadilla, P. (2); Piqueras Guardiola, F. (2); Sabín San Julián, C. (2)
(1) Hospital de León; (2) Hospital Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

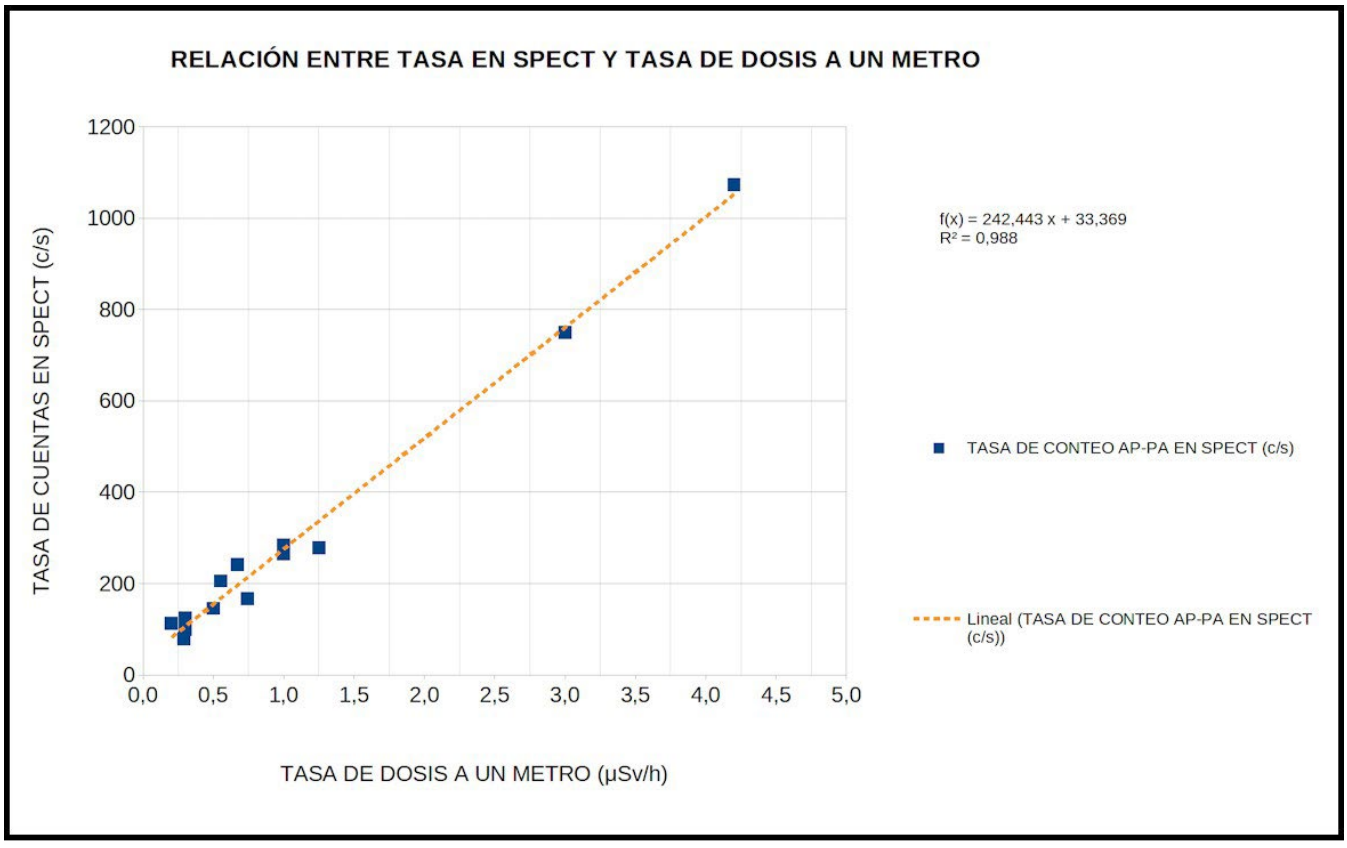
En los tratamientos de terapia metabólica de Medicina Nuclear con yodo-131 y lutecio-177 se utiliza la emisión beta para destruir células tumorales y la radiación gamma para rastrear la acumulación del radiofármaco dentro del cuerpo. A lo largo de los días tras la administración del mismo, este es eliminado y su actividad decae siguiendo una curva aproximadamente biexponencial.

La medida de la actividad puede realizarse de distintos modos. En este trabajo se relaciona, en pacientes tratados con I-131, la medida de tasa de dosis a un metro con la tasa de cuentas medida en una adquisición AP-PA en un SPECT-CT, de modo que pueda utilizarse indistintamente una u otra medida como fuente de información.

MATERIALES, MÉTODOS Y RESULTADOS

A lo largo del ingreso de los pacientes en el Hospital Universitario de Canarias, se mide diariamente la tasa de dosis a un metro mediante un detector ambiental FLUKE RAYSAFE 452. En el caso de los pacientes de yodo, se les realiza un rastreo exactamente una semana tras su ingreso. Este rastreo conlleva, entre otras, una adquisición AP-PA realizada con un SPECT- CT Discovery 870 de General Electric. La imagen DICOM formada registra la tasa de cuentas detectadas por los dos detectores del equipo.

Para relacionar la tasa de dosis (en µSv/h) con la tasa de cuentas (en c/s) en el SPECT se ha medido a los pacientes con el detector ambiental justo antes o después del rastreo en la gammacámara. En el Gráfico 1 se muestra la relación lineal entre la medida con el detector ambiental y la tasa de cuentas obtenida de la imagen DICOM correspondiente.



Gráfica 1. Relación entre las medida de tasa de dosis a un metro y la tasa de cuentas obtenida en la adquisición planar.

El ajuste lineal de ambas magnitudes da una correlación alta (R^2 = 0,988), que nos permite trasladar las medidas de uno a otro equipo con un error relativo inferior al 5 %. Tomando la tasa de dosis a un metro como variable independiente y el de la tasa de cuentas en el SPECT-CT como variable dependiente, el valor de la pendiente es 242 ± 8 y el de la ordenada en el origen es 33 ± 13.

Así, conocidala sensibilidad planar del equipo **S**, podemos calcular directamente la actividad que retiene el paciente mediante:

$$A = (242 \cdot \text{tasa de dosis} + 33) / S$$

Para nuestro equipo SPECT-CT la sensibilidad planar es de **24 c/s/MBq**. Esto nos permite construir la tabla de equivalencias siguiente (ver TABLA 1) .

Tasa de dosis (µSv/h)	0,5	1	2	3	4	5	10
Actividad (MBq)	6,4	11	22	32	42	52	102
Actividad (mCi)	0,2	0,3	0,6	0,9	1,1	1,4	2,8
Actividad dos semividas antes (mCi)	0,7	1,2	2,3	3,4	4,5	5,6	11,0

Tabla 1. Evaluación rápida de la actividad mediante la medida de la tasa de dosis a un metro.

CONCLUSIONES

- Es viable relacionar de forma sencilla la tasa de dosis a un metro con la tasa de cuentas de un SPECT y, mediante la medida de la sensibilidad planar, con la actividad remanente del radiofármaco administrado.
- Si la semivida efectiva del I-131 es de unos 3,5 días, obtenemos una sencilla rule of thumb: en un paciente de terapia metabólica al que se le han administrado 100 mCi de I-131, el valor de captación máxima (en %) coincide aproximadamente con valor de la tasa de dosis a un metro (en µSv/h).

VERIFICACIÓN DE SISTEMAS DE DOSIMETRÍA EN RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON Y-90: TECNOLOGÍA UNIVERSITARIA AL SERVICIO DEL RADIOFÍSICO

Manzano Martínez, F. J. (1); Nuño, C. (2); Cañete, S. (3); Espejo, M. (4); Jimenez, D. (4)
(1) Vithas Sanidad Málaga Internacional; (2) -; (3) UMA; (4) Vithas

INTRODUCCIÓN

La radioembolización hepática (microesferas de Y-90) es una técnica de medicina nuclear que requiere dosimetría precisa para garantizar la optimización del tratamiento según la legislación (RD 601/2019).

Este trabajo presenta como verificamos 2 sistemas de planificación mediate datos segmentados. La metodología cumple las directrices internacionales (EANM procedure guidelines for liver cancer treatment y EANM dosimetry committee SOP) y permite una estimación más detallada de la dosis absorbida.

Aportación de ADIMEPHYS-MADHYASETU, la Universidad de Málaga y un hospital.

MATERIAL Y MÉTODOS

Adquisición de imágenes y segmentación:

Se utilizaron imágenes de CT para segmentar 51 órganos. La segmentación se realizó con un programa disponible por la Universidad de Málaga.

Para verificar la simulación, se usan imágenes SPECT de macroagregados de albúmina marcados con Tc-99m. Para verificación del tratamiento, se usaron imágenes SPECT de Y-90 tras la administración de microesferas.

Cálculo dosimétrico:

Las reconstrucciones axiales de SPECT se convirtieron en datos cuantitativos para el cálculo dosimétrico voxelizado mediante desarrollos Python.

Los cálculos se realizaron integrando datos tanto de CT como de SPECT para estimar la dosis absorbida en cada órgano voxel a voxel.

Este enfoque ofrece la ventaja de calcular dosis en un mayor número de órganos y realizar análisis más detallados. Validación y análisis:

El radiofísico estableció las metodologías aplicadas, confirmando la precisión de los cálculos dosimétricos voxelizados.

RESULTADOS

Precisión dosimétrica:

El sistema diseñado permite calcular la dosis absorbida de manera precisa en cada voxel y proporcionar datos sobre un mayor número de órganos y tejidos.

Se detectaron desviaciones menores al 6% de un software comercial, con coincidencia 0% para el 98% del volumen tumoral.

Para otro software se obtienen diferencias entre el 22% y el 57% en la zona tumoral. Aplicaciones clínicas:

La integración de datos crudos abre la posibilidad de mejorar continuamente los métodos de cálculo y de aplicar los algoritmos a estudios retrospectivos en pacientes.

Relevancia del shunt pulmonar:

La comparación entre las imágenes SPECT de simulación y tratamiento permite detectar el impacto del Tc-99m circulante en sangre frente a la ausencia de Y-90. Esto cuestiona la relevancia clínica del shunt pulmonar, sugiriendo que su estimación podría ser menos crítica en el contexto de tratamientos bien planificados y ajustados.

DISCUSIÓN

Este trabajo demuestra cómo la colaboración permite valorar la integración de tecnología avanzada. Además, el acceso a datos crudos posibilita la mejora de los algoritmos y su aplicación en análisis retrospectivos.

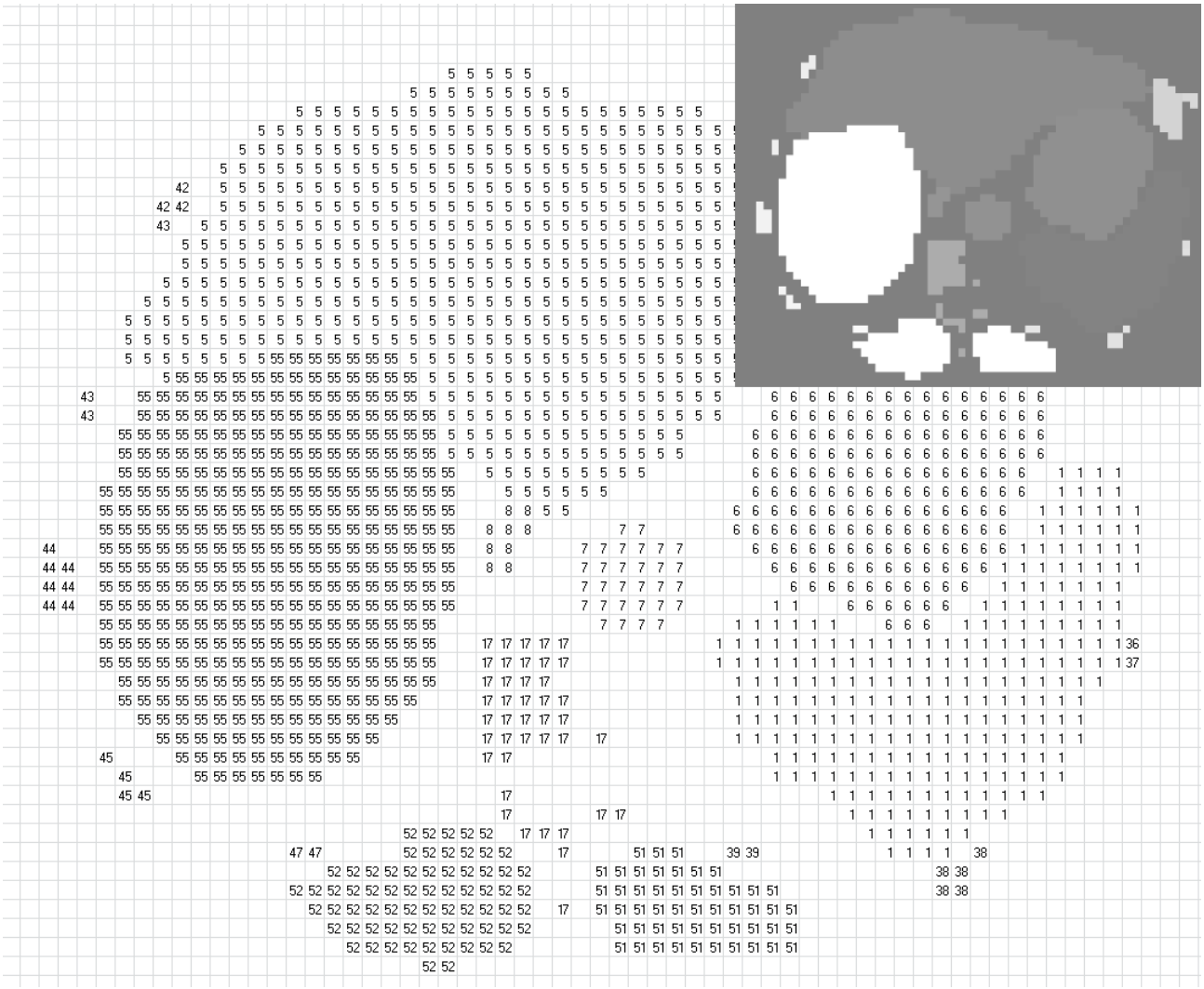
CONCLUSIONES

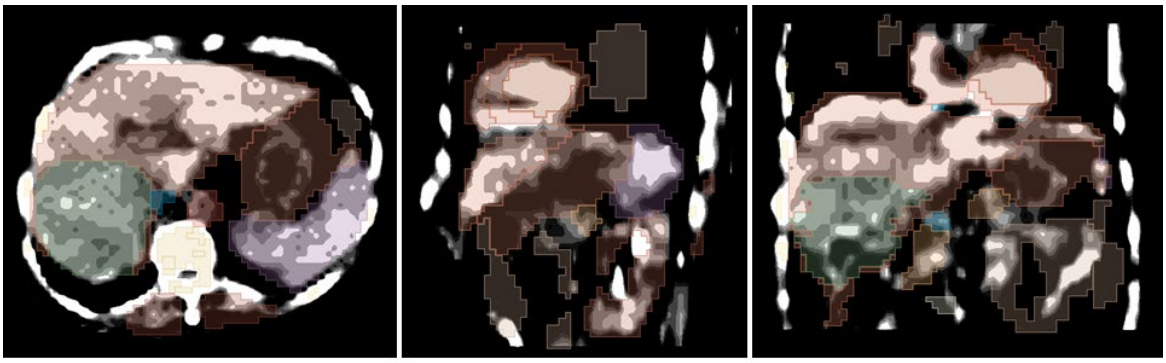
La dosimetría voxelizada permite validar sistemas de planificación de tratamientos con Y-90.

La colaboración interdisciplinaria ha permitido desarrollar herramientas que integran datos crudos, aumentando la precisión y utilidad clínica de los cálculos dosimétricos.

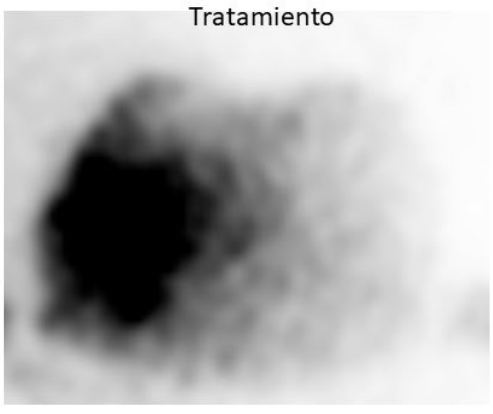
La metodología aplicada genera nuevos enfoques para validar el impacto del shunt pulmonar en simulaciones y tratamientos con Y-90.

Este trabajo sienta las bases para futuros análisis y mejoras continuas en planificadores aplicados a la teragnosis.






Simulación


Tratamiento

PROPUESTA ALTERNATIVA AL PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD DE COLIMADORES PARALELOS Y TAMAÑO DE PÍXEL DE GAMMACÁMARAS PLANARES

Piqueras Guardiola, F. (1); Fernández Belmonte, F. (2); Catalán Acosta, A. D. (3)
(1) Hospital Universitario de Canarias; (2) Hospital de León; (3) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

El Protocolo Español de Control de Calidad de la Instrumentación en Medicina Nuclear (2020) establece la prueba GPL14 para comprobar la alineación de los agujeros del colimador y la prueba GPL12 para verificar el tamaño de píxel, requiriendo posicionamiento preciso o un maniquí.

Este trabajo introduce la función de distribución espacial de imagen (FDEI), una formulación matemática desarrollada específicamente para modelar la imagen obtenida con un detector y un colimador paralelo en función de la posición de la fuente respecto al centro de rotación (COR). Con base en la FDEI, proponemos un protocolo alternativo que permite evaluar simultáneamente la alineación del colimador y el tamaño de píxel sin la necesidad de un posicionamiento preciso ni maniquíes.

MATERIALES Y MÉTODOS

Podemos expresar la FDEI de un detector con un colimador paralelo en función de su posición respecto al COR como:

$$X = Dsin(/theta - /mu)/pm/lvert/tan/eta[D/cos(/theta - /mu)+R]/rvert \quad (1)$$

Fig 1.

Donde θ es el ángulo de giro del detector, μ es el ángulo de desviación de la fuente del eje COR-detector, D es la distancia fuente-COR, R la distancia COR-colimador y η representa el ángulo de apertura del colimador paralelo ($/eta = /tan^{-1}/fracdiametroprofundidad$).Finalmente, X simboliza el desplazamiento respecto al centro del detector, el término principal nos indica el centro de la distribución y el término ± los extremos.

Una fuente alineada con el detector creará una imagen centrada en ambos ejes con un tamaño de la distribución de:

$$Tamano/distribucion/(mm) = 2(D + R)/tan/eta \quad (2)$$

Derivando (1) respecto al ángulo de giro tenemos:

$$/frac/partial x/partial/theta = D/cos(/theta - /mu)/pm/lvert - D/sin(/theta - /mu)/rvert/approx D \quad (3)$$

Aproximado para valores θ y μ pequeños.

Se ubicó una fuente de 3.7 MBq a 265 cm del detector (D≈227 cm), el montaje es idéntico al de la prueba GPL05 de uniformidad intrínseca. Se realizaron adquisiciones planares variando el ángulo de giro del colimador en distintas parejas de detectores. Luego, se obtuvieron las coordenadas (x,y) de los límites izquierdo, derecho, superior e inferior, así como el del máximo de la distribución para calcular los desplazamientos entre imágenes y los tamaños de distribución.

RESULTADOS

Fig 2

Con el tamaño de las distribuciones se verifica con un error relativo <10% (2), se obtienen desviaciones <0.4° para la alineación del colimador con el ángulo 0° del detector y se encuentran diferencias relativas del tamaño de píxel en el eje X e Y <5% en todos los casos.

Mediante el ajuste de los desplazamientos del centro respecto a θ se obtiene D con un error relativo del 0.2%.

DISCUSIÓN

Las medidas concuerdan con la FDEI desarrollada, confirmando su validez. Un análisis de esta para μ≠0 (fuentes desplazadas del eje) nos muestra desplazamientos lineales en las coordenadas y por tanto un posicionamiento impreciso no afecta a los ajustes lineales y permite analizar cualquier zona del detector. El valor obtenido de D nos permite calcular el tamaño de píxel.

CONCLUSIÓN

Mediante adquisiciones planares con ángulos de giro somos capaces de realizar pruebas alternativas a GPL12 y GPL14 sin necesidad de montajes precisos o compra de maniquíes.

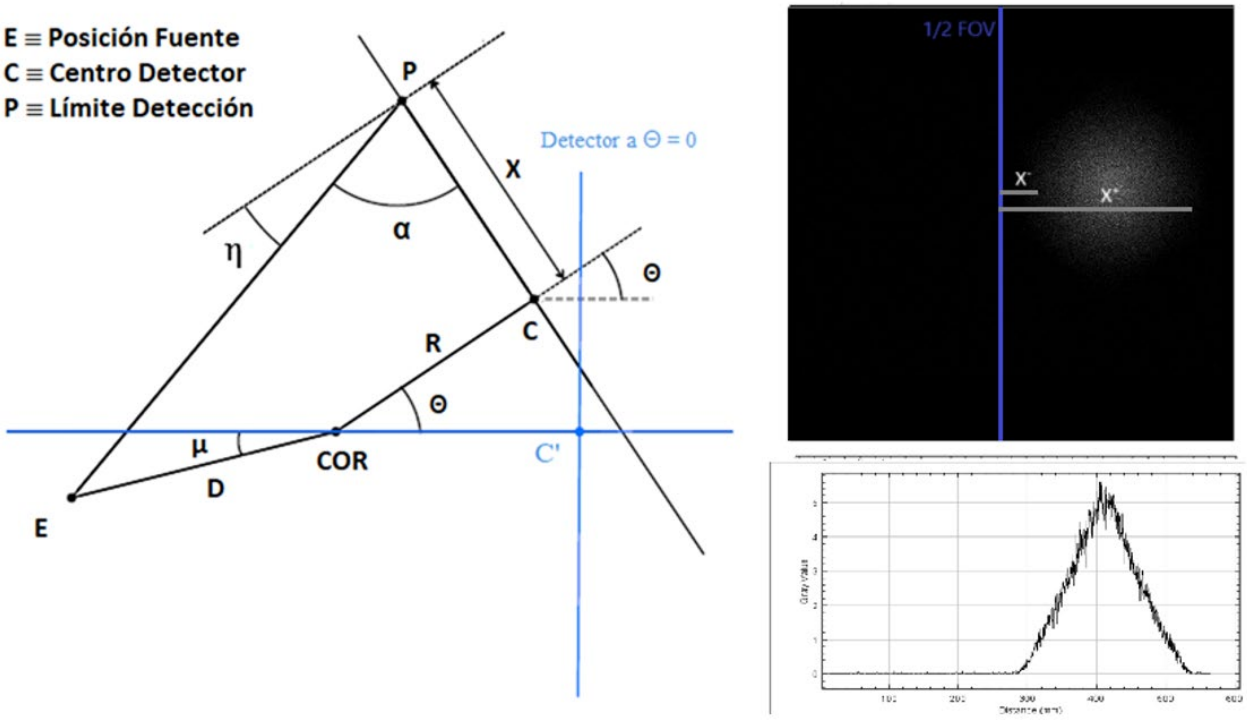


Figura 1. Esquema geométrico y ejemplo de imágenes y distribuciones obtenidas.

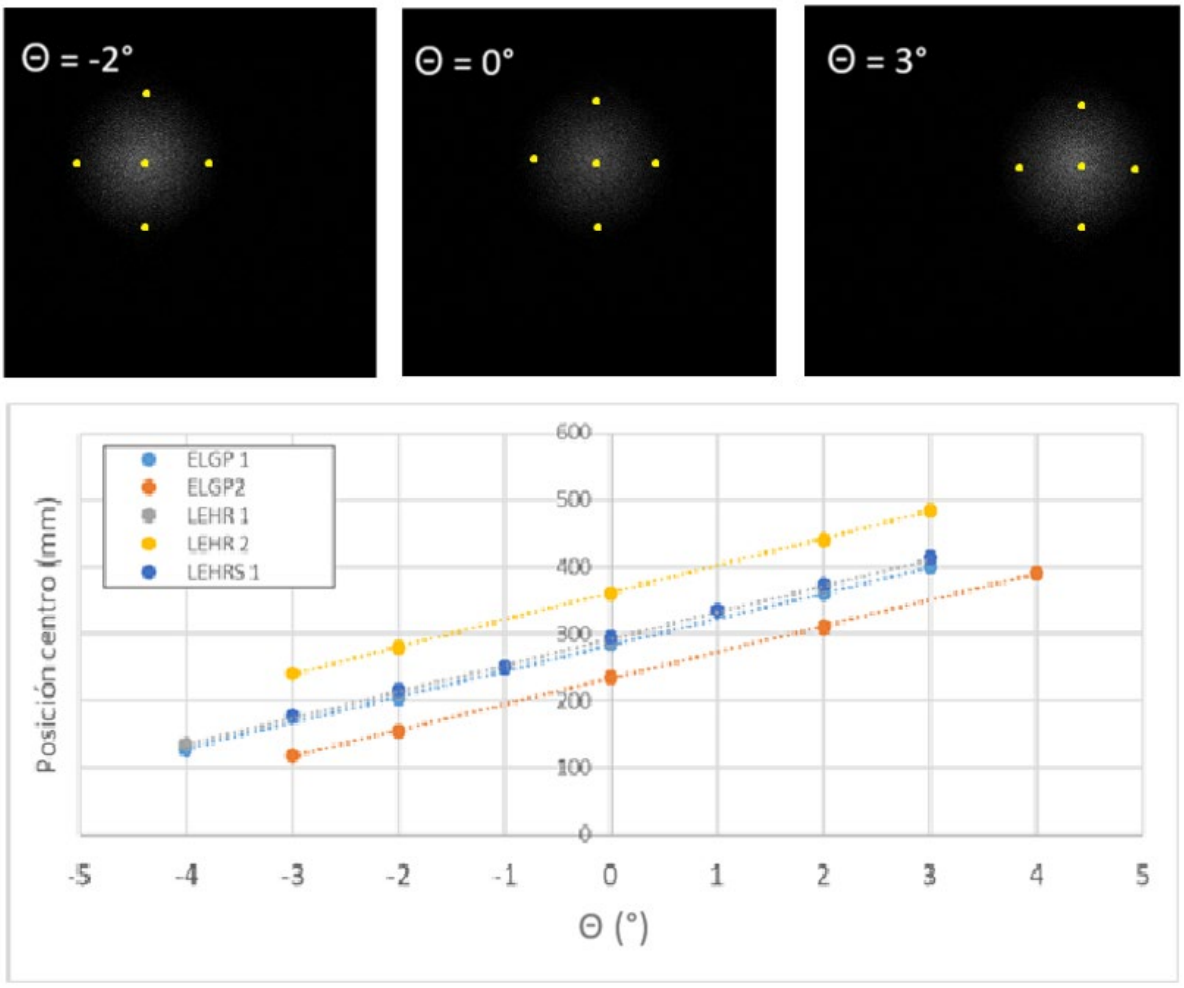


Figura 2. Coordenadas del máximo de la distribución respecto al ángulo de giro.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS EN MEDICINA NUCLEAR DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE CANTABRIA

Marqués Fraguela, E. (1); Ropero Real, A. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Quirce Pisano, M. R. (1); Arcocha Torres, M. De (1); Mendi Barcina, V. (1); Ferreiros Vázquez, N. (1); Rodríguez Cobo, C. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

Debido a que el principio de limitación de la dosis no se aplica a la exposición médica, el principio de optimización de la protección radiológica, y los Niveles de Referencia

Diagnósticos (NRD) como herramienta fundamental de la misma, cobran más importancia en los procedimientos de diagnóstico en Medicina Nuclear.

El propósito de los NRD es reducir los riesgos asociados a la exposición a radiaciones ionizantes, garantizando al mismo tiempo imágenes de calidad diagnóstica.

La normativa europea, específicamente la Directiva 2013/59/Euratom [1], dice que los países miembros deben establecer, aplicar y revisar sus propios NRD. En España, esta obligación está regulada por el RD 601/2019 [2] y por el RD 673/2023 [3], que deroga al RD 1841/1997 [4], y se ha llevado a la práctica a través del Proyecto DOMNES [5] auspiciado por el CSN, Ministerio de Sanidad, SEMNim, SEPR y SEFM.

El objetivo de este trabajo es calcular los NRD de la Comunidad Autónoma de Cantabria (NRDCA) para los procedimientos de diagnóstico en Medicina Nuclear más frecuentes en 2023 y compararlos con los NRD nacionales (NRDES).

MATERIAL Y MÉTODOS

El indicador de dosis empleado es la Actividad Administrada en [MBq]. Este dato se exporta desde la plataforma Radimetrics de Bayer, integrada en el Sistema de Información Dosimétrica de Cantabria (DISCA). Radimetrics registra la información dosimétrica obtenida de mensajes HL7 enviados por el Sistema de Información Radiológica de Cantabria (RISCA) donde el personal del Servicio de Medicina Nuclear introduce los datos de cada inyección practicada a los pacientes (radiofármaco, actividad administrada y lote).

Dado que en Cantabria sólo existe una instalación de Medicina Nuclear (Hospital Universitario Marqués de Valdecilla), los NRDCA para los procedimientos diagnósticos más frecuentes se calculan como la mediana (Q2) de la actividad administrada a pacientes de talla estándar en esta instalación, en lugar del tercer cuartil de la distribución de las medianas en cada instalación, según la metodología propuesta en la publicación ICRP 135 [6].

Los NRDCA se comparan con los NRDES y con las Actividades Máximas recogidas en el Real Decreto 1841/1997.

RESULTADOS

En la Tabla 1 se recogen los NRDCA de la Actividad Adminitrada (Q2) y se comparan con los NRDES y con las Actividades Máximas recogidas en el Real Decreto 1841/1997. También se muestra el tercer cuartil (Q3) y el rango intercuartílico (Q3- Q1) de la distribución de Actividad Administrada.

Descripción del Estudio	Radiofármaco	Nº de Estudios	Actividad [MBq]				
			Q2 NRD_{CA}	Q3	Q3-Q1	NRD_{ES}	Máxima
PET ONCOLÓGICO (1)	18F-FDG	2841 (456)	336	373	71	336	-
GAMMAGRAFÍA ÓSEA DE CUERPO COMPLETO	99mTc-DPD	1131	740	740	0	771	1110
SPECT MIOCÁRDICA DE PERFUSIÓN	99mTc-TETROFOSMINA	338	740	740	0	742	750
SPECT CEREBRAL DE NEURORECEPTORES	123I-IOFLUPANO	300	185	185	37	186	-
GAMMAGRAFÍA TIROIDEA	99mTc-PERTECNETATO	288	111	111	0	202	-
RENOGRAMA	99mTc-MAG3	179	148	148	0	158	370
GAMMAGRAFÍA DEL GANGLIO CENTINELA MAMA (2)	99mTc-NANOCOL	179	148	148	0	92	-
GAMMAGRAFÍA DE PARATIROIDES (3)	99mTc-MIBI	171	925	925	0	697	-
GAMMAGRAFÍA RENAL (4)	99mTc-DMSA	76	148	148	85	136	-
GAMMAGRAFÍA PULMONAR DE PERFUSIÓN	99mTc-MAA	64	74	74	0	208	296
GAMMAGRAFÍA DE CUERPO COMPLETO	67Ga-CITRATO	55	222	250	28	230	370
GAMMAGRAFÍA DEL GANGLIO CENTINELA MELANOMA (2)	99mTc-NANOCOL	19	37	111	74	92	-

(1) Filtrados por IMC (18.5-22.0), entre paréntesis el Nº de Estudios Filtrados.
(2) El NRD_{ES} incluye los estudios de melanoma en los que se inyecta menos actividad, Además se inyecta el día anterior al estudio. Estas dos consideraciones pueden explicar la superación del NRD_{ES}.
(3) Se inyectan los 925 MBq que recomiendan las guías.
(4) Si pudiéramos filtrar por IMC (18.5-22.0), no disponemos del mismo, el NRD_{CA} estaría por debajo del NRD_{ES} a la vista del valor de rango intercuartílico (Q3-Q1).

TABLA 1. NRDs de la Actividad Administrada para los procedimientos de Medicina Nuclear más frecuentes en Cantabria en 2023 (NRDCA). Se destacan en verde o naranja según estén por debajo o por encima de los NRDES.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Resulta que para todos los procedimientos que superan los NRDES (3 de 12) no existía una Actividad Máxima en el Real Decreto 1841/1997 y requieren una optimización. Para el resto de los procedimientos (9 de 12) los NRDCA están por debajo de los NRDES y en la mayoría de ellos (5 de 9) existía una Actividad Máxima en el Real Decreto 1841/1997. Estos procedimientos no requieren optimización.

IMPACTO DE LOS PARÁMETROS DE RECONSTRUCCIÓN DE IMAGEN PET EN LA ACTIVIDAD TOTAL RECUPERADA EN RADIOEMBOLIZACIÓN CON 90Y

Mosquera Cereijo, I. (1); Camacho López, C. (1); Carrasco Vela, N. (1); Pascual Pérez, R. (1); Andrés Bautista, D. (1); Marín López, M. T. (1); Asensio Llobat, F. (1); Velasco Fernández, C. (2)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia; (2) Centro Nacional de Dosimetría

INTRODUCCIÓN

La dosimetría post-tratamiento es un parte fundamental de la radioembolización hepática (SIRT). Para su correcta realización es necesaria una precisa cuantificación de la actividad administrada al paciente en la imagen PET post- tratamiento. Este estudio está enfocado en observar cómo influye el tipo de reconstrución elegida para la imagen PET en la actividad recuperada de la misma.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha tomado una serie de 10 pacientes que han sido escaneados en un PET GE Discovery IQ5R-26cm. Las imágenes han sido reconstruidas usando un algoritmo Bayesian penalised likelihhod (Q.Clear, GE Healthcare). Cada caso se ha reconstruído de 14 formas diferentes: variando tiempo por cama (10,15 min), el tamaño de matriz (128x128, 192x192) y el parámetro β de peso para la penalización del ruido del algoritmo (350-4000), que suaviza más la imagen cuanto mayor sea. La idea es obtener la actividad recuperada para cada tipo de reconstrucción y compararla con la actividad medida por radiofarmacia (APET/AM).

RESULTADOS

En cuanto a la variabilidad de la actividad recuperada en función de la reconstrucción, se obtienen unos valores que van desde un 5% a un 12.5%, dependiendo del paciente.

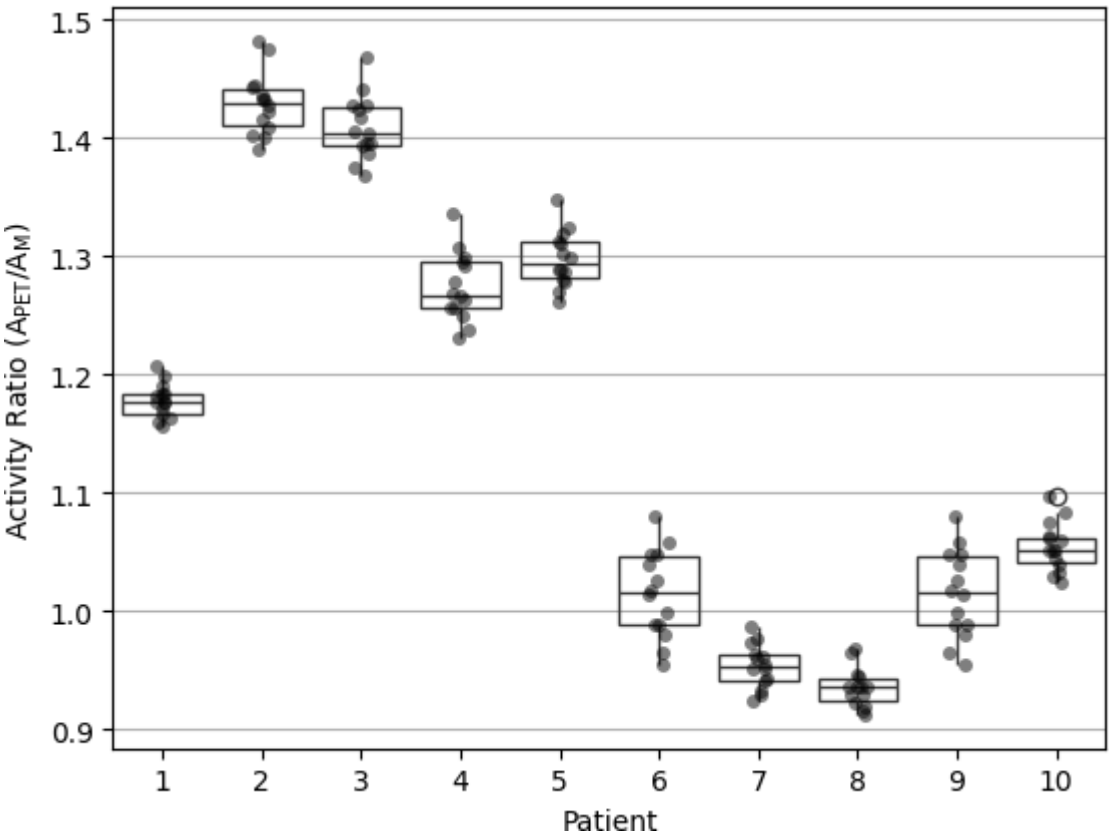


FIGURA 1: *Distribución de los cocientes APET/AM para 10 pacientes. 1–6 corresponden a esferas de resina, 7 -10 a vidrio.*

Además, como se ve en la figura 1, se observa la tendencia ya reportada en la bibliografía (Gnesin et al): recuperación de más actividad de la esperada para las esferas de resina (6 primeros pacientes) y menos para las de vidrio (4 últimos), llegandose a observar valores hasta un 40% mayores de lo esperado.

DISCUSIÓN

Las diferencias en las actividades recuperadas por cada tipo de reconstrucción parecen lo suficientemente altas como para hacer necesario la búsqueda de la reconstrucción más óptima. Sin embargo, el efecto de la mala recuperación de la actividad provoca una desviación de mayor magnitud a la hora de realizar una dosimetría para un paciente.

Un futuro trabajo consistiría en realizar el mismo ejercicio, pero con maniquí y una solución de cloruro de itrio, minimizando el efecto de la mala recuperación de actividad con las esferas de 90Y reportado en la bibliografía. Así, la comparación entre la actividad recuperada y la medida en radiofarmacia sería más realista y se podría estudiar con menos incertidumbre cual es la reconstrucción que mejor recupera la actividad total inyectada al paciente.

CONCLUSIÓN

Se han observado claras diferencias en la actividad recuperada según el tipo de reconstrucción que se elija para la imagen PET post-tratamiento. Sin embargo, dada la inexacta estimación de la actividad de los viales de microesferas de 90Y, solo se puede concluir que la búsqueda de la reconstrucción adecuada debe ser algo a tener en cuenta en los centros, pero en nuestro caso no podemos todavía establecer cual es.

BIBLIOGRAFÍA

Gnesin S, Mikell JK, Conti M, Prior JO, Carlier T, Lima TVM, Dewaraja YK. A Multicenter Study on Observed Discrepancies Between Vendor-Stated and PET-Measured 90Y Activities for Both Glass and Resin Microsphere Devices

MÉTODO PRÁCTICO PARA LA ESTIMACIÓN DE LA ACTIVIDAD RESIDUAL EN RADIOEMBOILIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE 90Y

Mosquera Cereijo, I. (1); Camacho López, C. (1); Carrasco Vela, N. (1); Pascual Pérez, R. (1); Andrés Bautista, D. (1); Marín López, M. T. (1); Asensio Llobat, F. (1); Velasco Fernández, C. (2)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia; (2) Centro Nacional de Dosimetría

INTRODUCCIÓN

La dosimetría post-tratamiento es un componente esencial en la radioembolización hepática (SIRT), ya que permite evaluar la distribución de la dosis administrada. Para realizar una dosimetría precisa normalizada a la actividad administrada conocida, es fundamental cuantificar con exactitud la actividad inyectada al paciente. Sin embargo, un factor clave que puede afectar esta precisión es la actividad residual que permanece tras la inyección. Este trabajo analiza y compara dos métodos para estimar dicha actividad residual, evaluando su impacto en la dosimetría.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio incluye 8 pacientes sometidos a SIRT, divididos equitativamente entre tratamientos con microesferas de resina y vidrio. El primer método estima la actividad residual midiendo la tasa de dosis del vial a 30 cm antes de la intervención, y posteriormente de la caja o bulto de residuos, que contiene el vial y el material fungible utilizado, a la misma distancia. Para obtener un valor representativo, se realizan cuatro mediciones de la tasa de dosis, girando el bulto 90 grados en cada ocasión, y se calcula la media geométrica de estas medidas, considerando que los residuos no estarán distribuidos homogéneamente.

El segundo método, más preciso, consiste en escanear con PET la caja de residuos directamente. Se obtiene la actividad residual a partir de la actividad total de dicha imagen PET del residuo, teniendo el escáner debidamente calibrado.

RESULTADOS

Se observaron residuos superiores al 15% en dos de los casos, lo que pone de manifiesto la importancia de una estimación regular de la actividad residual como parte del procedimiento de SIRT.

El segundo método de cuantificación reportó valores consistentemente más altos que el primero. Un ajuste lineal entre ambos métodos reveló una relación de 1,55 entre las actividades residuales estimadas.

Paciente	Tipo de Esfera	A (Gbq)	Actividad Residual Método Tasa de Dosis	Actividad Residual Método PET
1	Resina	1,04	10,1%	17,3%
2	Resina	0,76	6,3%	6,7%
3	Resina	1,08	5,1%	9,3%
4	Resina	2,10	3,0%	3,8%
5	Vidrio	0,96	0,8%	1,7%
6	Vidrio	2,92	2,2%	4,9%
7	Vidrio	1,30	0,8%	1,8%
8	Vidrio	1,85	19,5%	29,8%

TABLA 1: Resultados de la estimación de dosis residual por ambos métodos

DISCUSIÓN

La discrepancia entre los métodos resalta la necesidad de seleccionar cuidadosamente la técnica de estimación del residuo. El método basado en imagen PET proporciona mayor precisión, pero implica un mayor consumo de tiempo y recursos. En cambio, el método de cociente de tasas de dosis, aunque menos exacto, ofrece una alternativa más práctica y rápida. La decisión de utilizar uno u otro método puede depender de la disponibilidad de recursos y de la relevancia clínica del residuo en cada caso. La relación de 1,55 obtenida permite corregir estimaciones rápidas en escenarios donde no se pueda realizar una imagen PET.

CONCLUSIÓN

Este estudio evidencia la necesidad de incluir la cuantificación del residuo como práctica estándar en la dosimetría post- SIRT. Se recomienda el uso inicial del método basado en tasas de dosis como cribado: si el resultado es superior al 5%, complementarlo

con el método PET para garantizar una dosimetría más precisa. En caso contrario, la relación de 1,55 puede emplearse como factor de corrección para mejorar las estimaciones rápidas.

REVISIÓN DEL PERIODO DE RESTRICCIONES TRAS EL ALTA RADIOLÓGICA DE PACIENTES SOMETIDOS A TERAPIA METABÓLICA CON LU177-SSRT Y LU177-PSMA

Gayol Vilorio, I. (1); Musson Gómez, D. A. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); Barba Pérez, J. C. (1); Morcillo García, A. B. (1); González Ruiz, C. (1); Sierra Díaz, F. (1)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

En 2011 el CSN, la SEPR y la SEFM consensuaron un documento de criterios de alta de pacientes tratados con I131[1] ; sin embargo, no existe ningún documento análogo para otros radionucleidos. Por ello, ante el uso creciente de radiofármacos marcados con Lu177, se ha querido reevaluar el periodo de restricciones en estos tratamientos siguiendo la filosofía de dicho documento.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha calculado el periodo de restricción reproduciendo el procedimiento seguido por el CSN-SEPR-SEFM[1], pero considerando las condiciones normales de convivencia propuestas por Barrington et al.[2] y reduciendo a 5 mSv/año la restricción de dosis

para convivientes >60 años, en base al criterio de la ICRP-103[3] (Tabla 1). Además, se ha utilizado el periodo efectivo de eliminación (t_{ef}) de la fase tardía obtenido para tratamientos con Lu177-SSRT y Lu177-PSMA. Para ello se ha medido la tasa de H*(10) a 1 m del paciente en el momento del alta (4 h post-infusión) y tras el SPECT/TC realizado ~96 h después. Por

último, se ha contemplado en el cálculo el número de administraciones por curso de tratamiento (4 y 6 para SSRT y PSMA,

respectivamente).

Tabla 1. Condiciones para el cálculo de restricciones.

		RD (mSv/tto)	Condiciones normales de convivencia	Condiciones en periodo de restricciones
Pareja	**< 60**	3	6 h a 1 m, 8 h a 0.1 m	Dormir sin compañía
	> 60	5		
Niños	**< 1 año**	1	15 periodos de 35 min a 0.1 m	3 h a 1.5 m
	1-2 años		15 periodos de 35 min a 0.1 m	3 h a 1.5 m
	2-5 años		4 h a 0.1 m, 8 h a 1m	5 h a 1.5 m
	5-11 años		2 h a 0.1 m, 4 h a 1m	5 h a 1.5 m
	> 11 años		1 h a 0.1 m, 4 h a 1m	3 h a 1.5 m
Trabajo	**General**	0.3	8 h a 1 m	Sin contacto
	Con niños		3 h a 1 m, 3 h a 0.1 m	Sin contacto

RESULTADOS

Tras monitorizar 148 administraciones de Lu177-SSRT y 14 de Lu177-PSMA, se obtuvo un t_{ef} de 42h y 38h respectivamente (tercer cuartil de la distribución). En la Tabla 2 se muestran los días de restricciones obtenidos para cada tratamiento en base a dichos tef, desglosados según la tasa de dosis al alta y la situación socio-económica del paciente.

Tabla 2. Días de restricciones.

[^{177}Lu]Lu-DOTA-TATE (t_{ef}= 42 h, 4 ciclos por curso de tratamiento)									
Tasa de dosis alta	Pareja (dormir solo)		Niños					Trabajo	
(µSv/h) a 1 m	< 60 años	> 60 años	< 1 año	1-2 años	2-5 años	5-11 años	> 11 años	General	Con niños
0-5	0	0	3	3	0	0	0	1	3
5-7.5	1	0	4	4	1	0	0	2	4
7.5-10	2	0	5	5	2	0	0	3	5
10-12.5	3	1	5	5	2	1	1	3	6
12.5-15	3	2	6	6	3	2	1	4	6
15-17.5	4	2	6	6	4	2	2	4	6
17.5-20	4	2	7	7	4	3	2	4	7
20-25	5	3	8	8	5	4	3	5	7
25-30	6	4	8	8	7	5	4	5	8

[^{177}Lu]Lu-PSMA-617 (t_{ef}=38 h, 6 ciclos por curso de tratamiento)									
Tasa de dosis alta	Pareja (dormir solo)		Niños					Trabajo	
(µSv/h) a 1 m	< 60 años	> 60 años	< 1 año	1-2 años	2-5 años	5-11 años	> 11 años	General	Con niños
0-5	1	0	3	3	0	0	0	1	4
5-7.5	2	0	4	4	2	0	0	2	5
7.5-10	3	1	5	5	3	1	1	3	5
10-12.5	3	2	6	6	3	2	2	3	6
12.5-15	4	2	6	6	4	3	2	4	6
15-17.5	5	3	7	7	5	4	3	4	7
17.5-20	5	3	7	7	5	4	3	5	7
20-25	7	4	8	8	7	6	4	5	7
25-30	8	5	9	9	10	9	5	5	8

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Aunque durante el ingreso se observó que la eliminación temprana del Lu177-PSMA es significativamente más lenta, con una tasa al alta de 18.3 µSv/h (n=163) frente a 11.3 µSv/h (n=35) del Lu177-SSRT (p<0.05), la eliminación tardía parece ser más rápida. A pesar de ello, y debido al mayor número de administraciones que conlleva el tratamiento con Lu177-PSMA, el periodo de restricciones es ligeramente mayor.

Respecto a los tratamientos de pacientes metastásicos tratados con I-131[1], que podrían servir de referencia, se comprobó que la eliminación del Lu-177 es más rápida; sin embargo, al considerar el total de administraciones, se obtuvieron restricciones más prolongadas. Por ello, se considera necesario reevaluar los criterios de alta de estos pacientes considerando que su entorno va a verse expuesto a 4-6 eventos de radiación en un periodo de 6-10 meses.

REFERENCIAS

CSN, SEPR, SEFM. Criterios de alta de pacientes y medidas para la protección radiológica del público después de tratamientos metabólicos con 131I. [Internet]. Disponible en: https://www.sepr.es/profesionales/descargables/send/77-foro-de-pr-en-el-medio-sanitario/4108-criterios-de-alta-de-pacientes -sometidos-a-tratamiento-de-i-131-2011

Barrington SF, O'Doherty MJ, Kettle AG, Thomson WH, Mountford PJ, Burrell DN, et al. Radiation exposure of the families of outpatients treated with radioiodine (iodine-131) for hyperthyroidism. Eur J Nucl Med. julio de 1999;26(7):686-92.

ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP 103. Ann. ICRP.

DOSIMETRÍA RENAL EN TRATAMIENTOS CON 177LU-DOTA-TATE: OPENDOSE VS CÁLCULO MANUAL

Escobar Corominas, I. (1); Tartilán Buey, A. (2); Montes Fuentes, C. (3); Álvarez Pérez, J. M. (2); Lorenzo Casas, E. (2); Agüera Rodríguez, R. (2); Hernández Rodríguez, J. (2); Gómez Llorente, P. L. (2)

(1) Hospital Universitario de Salamanca; (2) Hospital Clínico Universitario de Salamanca; (3) Licenciado Especialista en Radiofísica Hospitalaria

INTRODUCCIÓN

El [177Lu]Lu-DOTA-TATE es el único radiofármaco aprobado por la AEMPS para el tratamiento de tumores neuroendocrinos para el que, según la normativa actual, se exige la realización de una dosimetría. Debido al carácter del tratamiento, con una prescripción de 7.4 GBq por ciclo y cuatro ciclos por tratamiento, no se puede realizar una planificación del tratamiento, pero sí una verificación de éste. En nuestro centro se realiza una dosimetría de los riñones mediante cálculo manual de 2 SPECT/CT, que se comparará con la dosimetría obtenida con el software de cálculo OpenDose.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan las imágenes obtenidas en una gammacámara Siemens Intevo Bold con el software cuantitativo de reconstrucción xSPECT QUANT de 37 ciclos de 10 pacientes tratados. El análisis se realiza de forma independiente en cada riñón y en cada ciclo. Para el cálculo manual se sigue la metodología recomendada por la SEFM [Rev Fis Med 2024;25(2):35-78], tras la segmentación de los riñones en las imágenes CT del día 1 y 8.

El planificador OpenDose3D es un módulo del software libre Slicer3D que engloba todo el proceso, incluyendo el autocontorneo de órganos. Para que la comparación no dependa de la segmentación, se utilizan los mismos contornos generados para el cálculo manual el día 1 y se corregistran con el estudio del día 8.

Los valores obtenidos de dosis en riñones por actividad inyectada se compararán con la bibliografía para validar la metodología propia.

RESULTADOS

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos:

Localización	En un ciclo				En tratamiento completo			
	Promedio SEFM	Promedio OD	Dif. promedio	Dif. máxima	Promedio SEFM	Promedio OD	Dif. promedio	Dif. máxima
Riñón derecho	3,86	3,49	0,37	1,85	15,25	13,76	1,48	3,08
Riñón izquierdo	3,79	3,56	0,23	1,93	14,89	14,11	0,78	2,24
Riñones	3,825	3,53	0,30	3,78	15,07	13,94	1,13	5,32

TABLA 1. Valores de dosis absorbida en riñones por el protocolo de la SEFM y OpenDose y diferencias obtenidas entre ellas.

Se obtiene un valor de dosis absorbida en riñones de 0.52 ± 0.14 Gy/GBq y 0.48 ± 0.14 Gy/GBq con la metodología de la SEFM y OpenDose, respectivamente.

DISCUSIÓN

Como podemos observar, los resultados nos dan una diferencia promedio de 0,30 Gy por riñón. La diferencia máxima por ciclo y por tratamiento indicado corresponden a un mismo paciente.

La diferencia entre las dos metodologías puede provenir del contorneo en el segundo día de cada ciclo. Con OpenDose, se corregistra las imágenes de ambos días, trasladando el contorneo del primer día al segundo. De esta forma, OpenDose no cuenta con la diferencia entre contorneos del segundo día.

Los valores obtenidos de dosis absorbida por unidad de actividad, son semejantes a los publicados por Del Prete et al [2019] y Sandström et al [2010] e inferiores a los publicados por Guerriero et al [2013] y Wehrmann et al [2007].

En cuanto a la metodología, el uso de OpenDose3D es más rápido y unificado debido al módulo de autocontorneo preciso.

CONCLUSIONES

Los valores de dosis absorbida por actividad inyectada en riñones son comparables con los de otros estudios publicados mediante diferentes metodologías.

RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE ITRIO-90: COMPARACIÓN DEL CÁLCULO DEL SHUNT HEPATOPULMONAR MEDIANTE GAMMAGRAFÍAS PLANARES Y SPECT"

Reverter Pérez, J. (1); Fernández-Cervera Fernández-Herrerín,, G. (2); Domínguez Prado, I. (2); López Soliño, S. (2); Mosquera-Pena Sánchez, F. (2); Teijeiro García, A. (2); López Medina, A. (2); Vázquez Rodríguez, J. (2); Salvador Gómez, F. (2); Salgado Fernández, M. (2)
(1) Hospital do Meixoeiro de Vigo; (2) Meixoeiro

INTRODUCCIÓN

La radioembolización con microesferas Itrio-90 (Y-90) es un procedimiento terapéutico utilizado para el tratamiento de tumores hepáticos no resecables, donde la estimación precisa de la actividad administrada es crucial para garantizar su eficacia y minimizar los efectos adversos. Un aspecto fundamental en la planificación de la dosis es la estimación del shunt hepato-pulmonar (SHP) en el estudio previo de macroagregados de tecnecio MAA-99mTc, que representa el porcentaje de cuentas que se distribuyen en los pulmones en lugar de en el hígado. Este shunt debe mantenerse por debajo del 20% y puede influir en la actividad prescrita si supera el 10%. Tradicionalmente, este valor se ha estimado mediante gammagrafías planares, utilizando imágenes anteriores y posteriores para delimitar las áreas de interés (ROIs) en los pulmones. Sin embargo, el cálculo basado en imágenes planares presenta limitaciones importantes, como la subjetividad en la delimitación de los ROIs y la dificultad para evaluar correctamente lesiones en los segmentos superiores del hígado, ya que el volumen de perfusión está más cerca de los pulmones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Así, en el estudio MAA-99mTc, se va a comparar la estimación del shunt basada en imágenes planares con la obtenida en la imagen SPECT-CT. Para ello, se utilizó el programa de dosimetría Simplicit90Y™ que integra imágenes SPECT y tomografía computarizada (CT) en la planificación del tratamiento. Aunque en él se utilizan imágenes planares para estimar el SHP, en este estudio se aprovechó su capacidad de segmentación de estructuras en las imágenes SPECT-CT, lo que permitió delimitar con mayor precisión los pulmones y obtener una estimación más objetiva del SHP a través de una fusión rígida, aunque esto no tiene en cuenta el movimiento respiratorio.

RESULTADOS

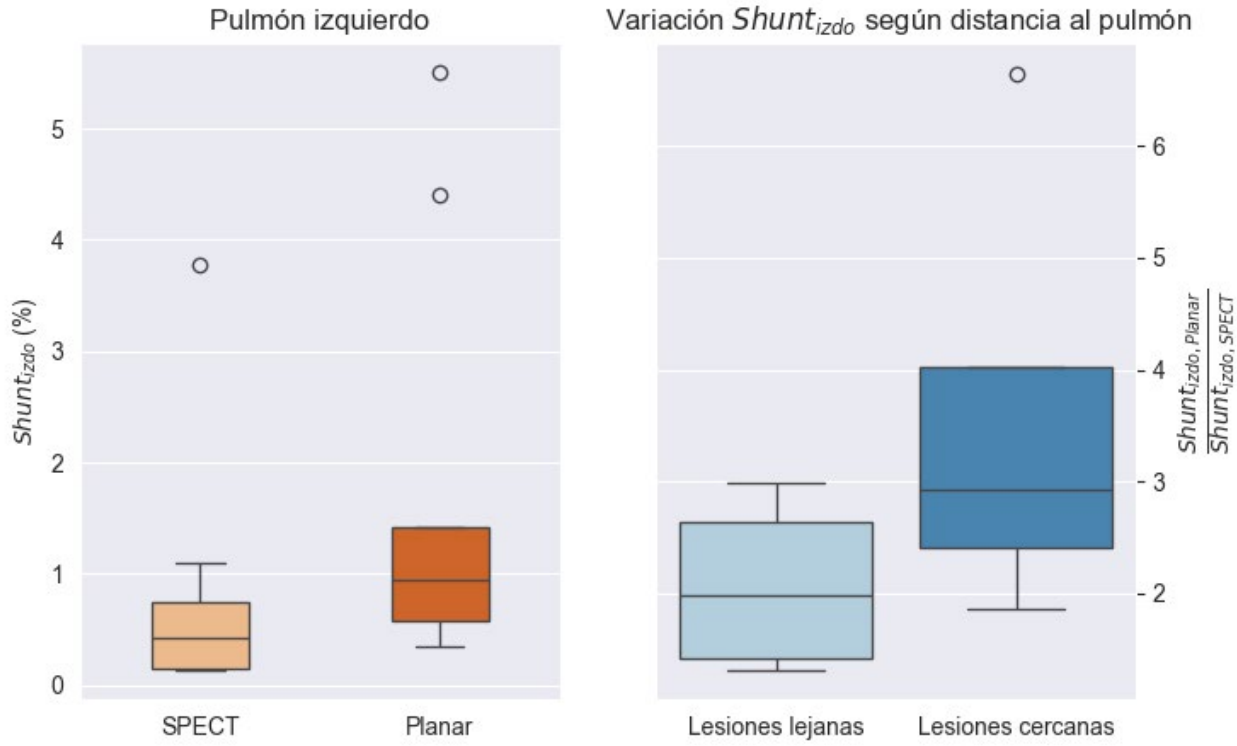
Se analizaron los últimos 11 pacientes tratados, de los cuales 2 presentaron un shunt hepato-pulmonar superior al 10% en las gammagrafías planares. Los resultados obtenidos a partir de las imágenes SPECT-CT fueron comparados con los de las gammagrafías planares mostrando que, en la mayoría de los casos, las gammagrafías planares estimaban un shunt superior al de SPECT-CT.

DISCUSIÓN

Una razón de esta sobreestimación es la mayor contribución de la radiación dispersa en las gammagrafías planares, que afecta de manera significativa a las regiones pulmonares alejadas del hígado, como el pulmón izquierdo. Para estudiar este efecto, se analizó la diferencia en la contribución del shunt asociada al pulmón izquierdo entre ambas metodologías. En este análisis, se observó que la contribución del shunt al pulmón izquierdo es siempre superior en la gammagrafía planar, y este incremento es más notable cuando las lesiones se encuentran próximas a dicho pulmón, en los segmentos hepáticos izquierdos.

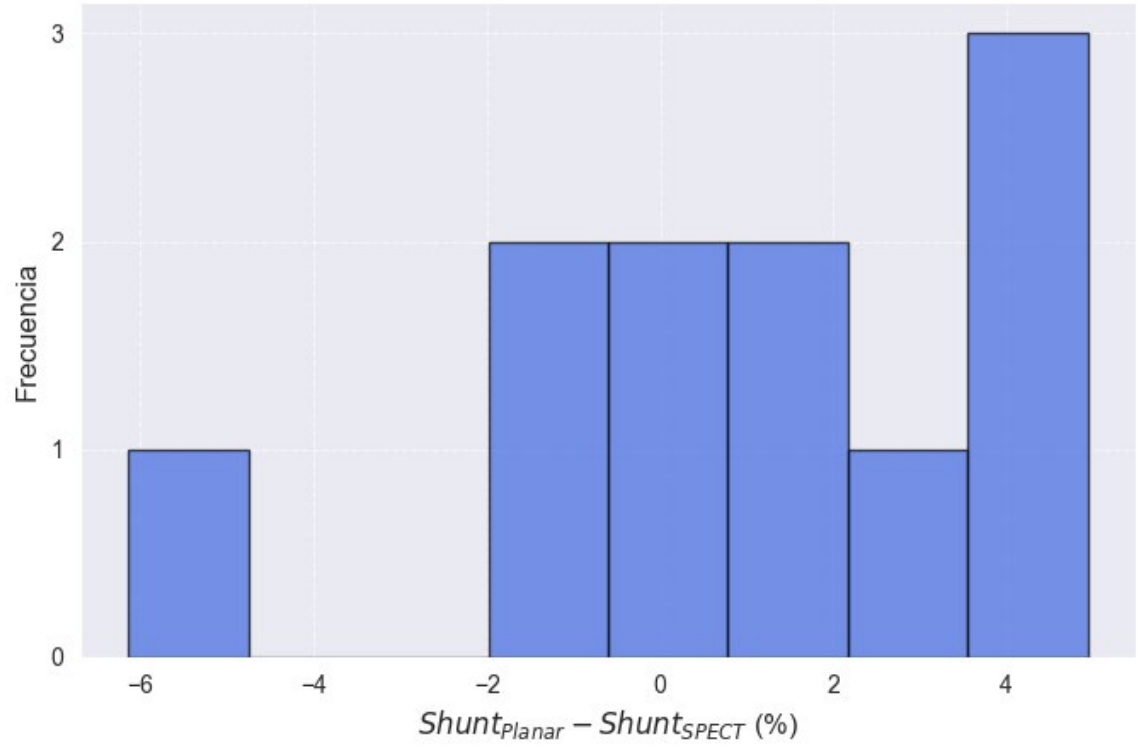
CONCLUSIÓN

La integración de imágenes SPECT-CT permite una evaluación más precisa y objetiva del shunt hepato- pulmonar, en comparación con las gammagrafías planares. Esta metodología reduce la sobreestimación causada por la radiación dispersa. Su implementación en la planificación de la radioembolización con microesferas de Y-90 podría minimizar restricciones innecesarias en la actividad administrada, maximizando la eficacia terapéutica sin comprometer la seguridad pulmonar.



Diferencia del shunt asociado al pulmón izquierdo entre gammagrafías planares y SPECT-CT. Siempre es mayor en la planar por una mayor contribución de la dispersa, especialmente para lesiones en las secciones hepáticas más cercanas al pulmón izquierdo

Diferencia de shunt hepato-pulmonar estimado en el estudio de MAA-99mTc utilizando gammagrafías planares o SPECT-CT



CÁLCULO DE DOSIS EN RIÑÓN Y EN MEDULA ÓSEA PARA PACIENTES TRATADOS LU-177 SIGUIENDO LA METODOLOGÍA MIRD

Saborido Moral, J. D. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

El objetivo principal de este estudio fue desarrollar un procedimiento para el cálculo de la dosis absorbida en riñón y médula roja en pacientes tratados con 177Lu, siguiendo la metodología MIRD (Medical Internal Radiation Dose). Esta metodología es crucial para optimizar la terapia con radionúclidos unidos a ligandos, como el [177Lu]Lu-DOTA-TATE para tumores neuroendocrinos y el [177Lu]Lu-PSMA-617 para cáncer de próstata resistente a la castración, donde riñones y médula roja son órganos limitantes de dosis.

MATERIAL Y MÉTODOS

La dosis absorbida en médula roja se determinó considerando dos componentes: la auto irradiación de la médula roja y la irradiación proveniente de otros tejidos. Para estimar la actividad acumulada en la médula roja, se tomaron nueve muestras de sangre durante seis días post-inyección. La actividad en el resto del cuerpo se calculó a partir de cinco muestras de orina recolectadas durante dos días y medio.

La dosis en riñón se estimó mediante imágenes SPECT, calculando la actividad en un volumen de interés (VOI) definido en una región representativa del riñón con captación homogénea.

RESULTADOS

Se implementó un método para la dosimetría de riñón y médula roja en pacientes tratados con 177Lu. Los resultados dosimétricos obtenidos concuerdan con los datos reportados en la literatura científica.

CONCLUSIONES

La toma de muestras de sangre y orina, junto con la adquisición de imágenes SPECT, permite la dosimetría individualizada de pacientes tratados con [177Lu]Lu-PSMA-617. Esta metodología proporciona información esencial para determinar la dosis en órganos sanos y optimizar la terapia con radionúclidos, mejorando la seguridad y eficacia de los tratamientos.

En resumen, este estudio presenta un método para la dosimetría de órganos en pacientes tratados con 177Lu, utilizando la metodología MIRD y datos de muestras biológicas e imágenes SPECT. Los resultados obtenidos son consistentes con la literatura y subrayan la importancia de la dosimetría individualizada para la optimización de la terapia con radionúclidos.

ESTIMACIÓN MEDIANTE TÉCNICAS DE MONTE CARLO DE KERNELS DE DEPOSICIÓN DE ENERGÍA PARA FOTONES Y ELECTRONES DE HACES MONOENERGÉTICOS EN EL RANGO ÚTIL DE MEDICINA NUCLEAR

Saborido Moral, J. D. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

Ante la creciente incorporación de nuevos radioisótopos en el diagnóstico y tratamiento en Medicina Nuclear, se hace imprescindible disponer de herramientas analíticas robustas para la estimación precisa de la deposición de dosis. Un componente fundamental de estas herramientas son los kernels de deposición de energía, que describen la distribución espacial de la energía depositada por una fuente de radiación. El objetivo de este trabajo es calcular, mediante técnicas de Monte Carlo, los kernels de fotones y electrones monoenergéticos en el rango de energía de los radioisótopos empleados en Medicina Nuclear.

MATERIALES Y MÉTODOS

La simulación de la deposición de energía para los diferentes haces monoenergéticos se lleva a cabo utilizando el programa PenEasy, una herramienta basada en el simulador Monte Carlo Penelope. Se simula una fuente puntual ubicada en el centro de una esfera de agua, y se ejecutan simulaciones para un amplio rango de energías de interés, tanto para fotones como para electrones. A partir de los datos generados por PenEasy, se estima el kernel de deposición de energía para cada fuente monoenergética simulada.

RESULTADOS

Se obtuvieron los kernels de deposición de energía para las diferentes fuentes monoenergéticas de electrones y fotones consideradas en este estudio. Utilizando estos kernels, se estimó analíticamente la deposición de energía para varios isótopos de uso común en Medicina Nuclear. Los resultados obtenidos se compararon con los datos publicados en la literatura, mostrando una concordancia satisfactoria.

CONCLUSIONES

La implementación de técnicas de Monte Carlo demostró ser un método eficaz para el cálculo de kernels de deposición de energía para haces monoenergéticos de fotones y electrones. Además, se confirmó su utilidad en la estimación analítica de la deposición de dosis para diversos radioisótopos empleados habitualmente en Medicina Nuclear. Este enfoque proporciona una herramienta valiosa para la dosimetría en Medicina Nuclear, facilitando la planificación y optimización de tratamientos y procedimientos diagnósticos.

SIMULACIÓN DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MAA-TC99M COMPARACIÓN 2D Y VÓXEL DE SHUNT HEPATO-PULMONAR (SHP)

Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

OBJETIVOS

El porcentaje de shunt hepatopulmonar (SHP) permite que las partículas terapéuticas alcancen la circulación general a través de las venas suprahepáticas. Un valor de SHP superior al 20 % contraindica el tratamiento. Nuevas herramientas de software permiten evaluaciones tridimensionales mediante análisis de voxel del SHP, aunque requieren la adquisición de SPECT-TC, en comparación con el análisis bidimensional convencional a partir de adquisiciones AP y PA del rastreo SPECT. Nuestro objetivo es llevar a cabo un análisis comparativo de los resultados de SHP obtenidos mediante análisis bidimensional y análisis de voxel para determinar su grado de variabilidad, correlación y equivalencia.

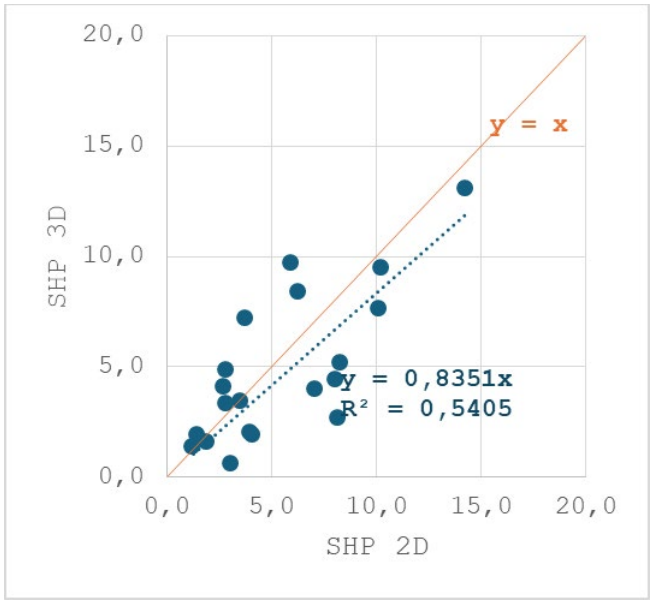
MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó una revisión de 20 pacientes tratados a lo largo del año 2024. Para la estimación de SHP 2D, se utilizó la plataforma syngo. via Client de Siemens mediante regiones de interés (ROI) realizadas manualmente. Para el análisis de SHP voxelizado, se empleó el software QSuite 2.2 de Quirem Medical B.V. Se realizó un análisis de diferencia absoluta, desviación estándar de las diferencias y correlación entre ambas variables. Además, se llevó a cabo un análisis de robustez de ambas variables mediante la estimación de la diferencia relativa entre los valores obtenidos para cada caso mediante la expansión y contracción de ROI en 2D y VOI en 3D de 1 cm.

RESULTADOS

Se obtuvo una diferencia intervariable de -0,7 ± 2,4 % (diferencia absoluta, ya que el SHP es un valor porcentual) con un coeficiente de correlación de Pearson entre ambos de 0,75 [intervalo de confianza 0,46-0,89; correlación 95%; p-valor 0,0001], en la comparación de los resultados 2D y voxel.

El análisis intravariable de robustez recoge una variabilidad de cada valor de SHP dentro del rango de desviación estándar intervariable.



CONCLUSIONES

El análisis voxelizado proporciona información valiosa sobre la distribución volumétrica del radioisótopo, lo cual puede ser útil en ciertos casos. Sin embargo, en lo que respecta a la estimación del SHP, ambos procedimientos (2D y voxelizado) pueden considerarse válidos. En situaciones donde se disponga de análisis voxelizado, se podría considerar la posibilidad de realizar un segundo chequeo de seguridad mediante análisis 2D, especialmente en aquellos casos donde los valores de SHP se encuentren en límites dudosos o no sean claros. Esta estrategia permitiría una mayor certeza en la evaluación del SHP y, por lo tanto, una mejor toma de decisiones clínicas.

ACREDITACIÓN DE PET SIEMENS BIOGRAPH VISION (STANDARD 1 DE EARL): DESAFÍOS Y ESTRATEGIAS

Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

El valor SUV, aunque estandarizado por definición, presenta variaciones significativas entre equipos PET diferentes, especialmente en la estimación de SUVmax y SUVpeak en regiones pequeñas. La acreditación de la EANM exige adaptar los protocolos de adquisición para asegurar la comparabilidad de los resultados, igualando los coeficientes de recuperación y estabilizando los valores máximo y pico en un mismo equipo. Los equipos de alta definición actuales enfrentan dificultades para cumplir con estos requisitos, viéndose en la necesidad de ajustar su estándar de calidad a los valores establecidos por el estándar EARL. Este trabajo detalla los desafíos encontrados y el protocolo de adquisición empleado para obtener la acreditación EARL en un PET Siemens Biograph Vision.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizó un PET-CT Siemens Biograph Vision 450 y el maniquí de calidad de imagen NEMA para PET de PTW, que incluye esferas calientes de 10, 13, 17, 22, 28 y 37 mm de diámetro y un volumen de fondo de 9,5 L. Las actividades al inicio del PET fueron de 15,5 MBq para las esferas (diluidas en 1001 mL, 15,5 kBq/mL) y 12,28 MBq para el fondo (diluidas en 9,5 L, 1,3 MBq/mL). Se realizaron cinco adquisiciones hasta lograr la acreditación, variando la composición del agua de dilución (corriente y destilada) y el post-filtrado de la imagen (filtro gaussiano de 3 a 7 mm). En todos los casos se empleó el método de reconstrucción PSF+TOF 4i5s (TrueX+TOF (ultraHD-PET)), 4 iteraciones, 5 subconjuntos; tamaño de imagen 440, zoom 1,0; corrección de atenuación (TC: AC TC 5.0 HD_FoV (4-1)) y corrección de dispersión relativa (Model-based, relative scatter filtering).

RESULTADOS

Se alcanzaron los criterios de aceptación utilizando un post-filtrado gaussiano (Filtro Gaussian) de 7 mm (FWHM (mm) 7). Los resultados sugieren que un filtro ligeramente superior (7,2-7,5 mm) podría ajustarse aún mejor a los criterios de aceptación.

El uso de agua destilada mejoró la homogeneidad del fondo. Se destaca la importancia de utilizar una hora externa a los sistemas (activímetro y PET) para determinar las actividades al inicio de la adquisición.

CONCLUSIONES

Para asegurar la intercomparabilidad entre equipos PET de diferentes generaciones, el estándar 1 de EARL requiere que los equipos PET de última generación, como el Siemens Biograph Vision 450, utilicen suavizados en el post-procesado (en este caso, un filtro gaussiano de 7 mm) para cumplir con los criterios de aceptación establecidos.

En resumen, la acreditación EARL en equipos PET de alta definición presenta desafíos que requieren ajustes en el post- procesado de la imagen. El estudio demuestra que el uso de un filtro gaussiano de 7 mm, junto con otras medidas como el uso de agua destilada y la medición precisa de la actividad inicial, permite cumplir con los criterios de aceptación del estándar 1 de EARL en un PET Siemens Biograph Vision 450.

ESTIMACIÓN DE NÚCLEOS DE DEPOSICIÓN DE DOSIS MEDIANTE MONTECARLO PARA RADIOISÓTOPOS DE USO COMÚN EN MEDICINA NUCLEAR

Saborido Moral, J. D. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

INTRODUCCIÓN

El creciente uso de la terapia metabólica exige la actualización de los sistemas de estimación de dosis para los nuevos radiofármacos. Ante la frecuente carencia de herramientas comerciales para este fin, el presente trabajo se enfoca en la estimación de los núcleos de deposición de dosis de los principales radioisótopos empleados en Medicina Nuclear. Estos núcleos se proponen como una herramienta fundamental para la estimación dosimétrica.

MATERIAL Y MÉTODO

Se simuló, mediante técnicas de MonteCarlo, la deposición de energía de múltiples isótopos presentes en la práctica clínica de Medicina Nuclear. Las simulaciones se realizaron con el software PenEasy, basado en el código MonteCarlo de Penelope. Se modeló una fuente puntual ubicada en el centro de una esfera de agua, registrando la energía depositada por el radioisótopo durante la simulación. Los datos obtenidos se procesaron con un software desarrollado en Matlab para generar el núcleo de deposición de energía para cada radioisótopo.

RESULTADOS

Las simulaciones en PenEasy permitieron obtener los núcleos de deposición de energía para los radioisótopos estudiados. Los resultados obtenidos concuerdan con los datos publicados en la literatura científica actual.

DISCUSIÓN

La capacidad de estimar la dosis de manera precisa es crucial para optimizar la terapia metabólica y garantizar la seguridad del paciente. La metodología propuesta en este trabajo ofrece una alternativa viable a la falta de herramientas comerciales para la dosimetría de nuevos radiofármacos. La validación de los resultados obtenidos con datos de la literatura científica respalda la confiabilidad de la técnica.

CONCLUSIONES

Las técnicas de MonteCarlo demostraron ser una herramienta útil para la obtención de núcleos de deposición de energía de los radioisótopos más utilizados en Medicina Nuclear. Estos núcleos permiten la estimación de dosis en pacientes tratados con nuevos radiofármacos, incluso en ausencia de planificadores comerciales específicos.

ESTRATEGIA PET/RM PARA EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO DE SINOVIORTESIS DE RODILLA CON YTRIO-90

Chover Díaz, B. (1); Serrano Juárez, A. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Bosò Martínez, C. (1); Dacosta Villar, L. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (1); Riera Gil, E. (2); Marin Ciocan, A. C. (1); Mont Castro, L. (2); Garrido Gulias, N. (2); García Garzón, J. R. (2); Brualla Gonzalez, L. (1)

(1) Grupo Biomédico Ascires; (2) Grupo CETIR Ascires

INTRODUCCIÓN

La sinoviortesis consiste en la inyección de un radiofármaco no difusible en el espacio articular afectado empleado para el tratamiento de artritis y derrames de líquido sinovial y hemartrosis inveteradas.

El ^{90}Y-Citrato/Silicato de ytrio coloidal es uno de los radiofármacos comercializados para uso en sinoviortesis: la vida media del ^{90}Y (2,67 días), su energía beta máxima (2,27 MeV) y su rango medio en el tejido de 2,5 mm lo hacen óptimo para su aplicación terapéutica en la articulación de la rodilla.

El Y90 es un emisor beta, decayendo en el 99,99% de los casos al estado estable del zirconio90. Un 0,011% de ^{90}Y decae al estado excitado de ^{90}Zr, generando pares internos. Estos positrones hacen posible su detección y análisis de distribución mediante PET.

El objetivo es emplear las imágenes de PET/RM para confirmar la distribución intraarticular del ^{90}Y y calcular la dosimetría a partir de la medida de la superficie sinovial.

MATERIAL Y MÉTODOS

La obtención de imágenes se ha realizado en un SIGNA 3T Silent Scan y ZT (General Electric).

La adquisición de imágenes ha consistido en un rastreo corporal PET/RM a las 72h con secuencias T1 LAVA, T2 FAT, DWI y STIR, empleando para la corrección de la atenuación secuencias Dixon (segmenta la imagen en partes blandas, grasa, pulmón y aire) y Zero Echo (para hueso). La reconstrucción de las imágenes se ha realizado con algoritmo Q-Clear.

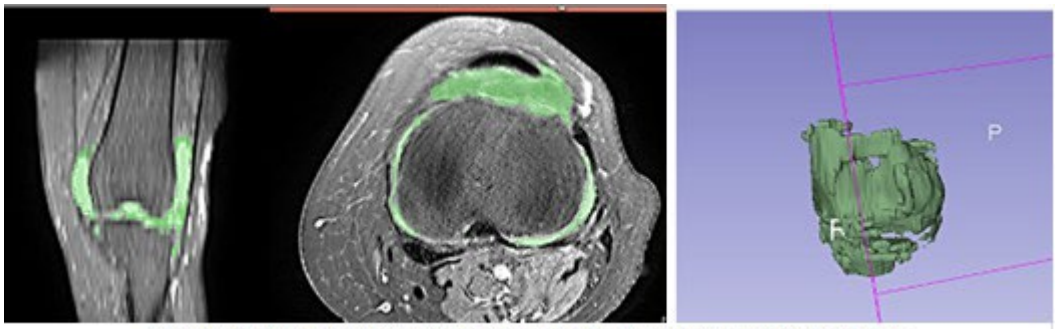


Imagen 1: Ejemplo de contorneo de superficie sinovial con RM y 3D Slicer

Para la segmentación de la membrana sinovial se ha empleado el software 3D-Slicer.

El cálculo se basa en los resultados publicados por L.S Johnson et al. en “Beta-particle dosimetry in radiation synovectomy” y en la expresión:

$$D_j = /fracA_0/cdotF_i/lambda_p S_{syn}$$

donde $\mathbf{A}_0$ corresponde a la actividad inyectada, $\mathbf{F}_i$ al factor de dosis indicado en los resultados del artículo y $\mathbf{S}_{syn}$ a la superficie sinovial obtenida a partir de la imagen PET/RM y el SW Profiler.

Se ha asumido ausencia de fugas y se ha considerado un tiempo tras la administración mucho mayor a la vida media del radiofármaco.

La actividad media administrada fue de 173,9 MBq/rodilla (rango: 148,0-199,8 MBq).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

- Se ha observado mediante imágenes PET/RM una distribución homogénea del radiofármaco en todos los casos analizados.
- La superficie media de la sinovial determinada mediante RM fue de 276,2cm2 (rango: 255,5-296,9 cm2), intervalo que se encuentra dentro de los datos indicados en la bibliografía consultada.
- No se pudo calcular la dosimetría en uno de los pacientes debido a la presencia de un artefacto protésico, lo que impedía la estimación de la superficie sinovial.

- Basándose en estos resultados y aplicando el procedimiento anterior, se obtiene que **la dosis media recibida en rodilla ha sido de 1,042Gy**.

CONCLUSIÓN

La adquisición PET/RM post inyección endocavitaria de Ytrio90 permite el cálculo dosimétrico en sinoviortesis de rodilla. Este valor estimado se incluye ya en nuestros informes médicos para información dosimétrica de pacientes y prescriptores.

IMPACTO DE LOS ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN EN LA CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN Y CUANTIFICACIÓN DEL SUV EN PET-CT EN PRESENCIA DE ARTEFACTOS METÁLICOS

Ferrer Aparicio, M. (1); Castro Nora, D. (2); González Vizuete, M. (3)
(1) Hospital Virgen de la Luz; (2) Hospital Universitario de Cruces, Barakaldo, Vizcaya; (3) Hospital de Mérida

INTRODUCCIÓN

Los metales interfieren en la precisión de las imágenes obtenidas con tomografía por emisión de positrones (PET), afectando a la corrección de atenuación del PET-CT y distorsionando los valores de cuantificación del SUV, mediante la generación de artefactos. Este estudio tiene como objetivo evaluar la influencia de dichos artefactos en la cuantificación del SUV y analizar las implicaciones de emplear diferentes algoritmos de reconstrucción de CT (FULL, PLUS y MAR) en las regiones afectadas. Adicionalmente, se analiza el impacto de los niveles de reducción de ruido (ASiR) en la reconstrucción.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un maniquí de inundación con un marcapasos adherido en su interior empleando como radionucleido el 18F-FDG. Las imágenes PET-CT se adquirieron usando el sistema PET Discovery MI de General Electric. Se aplicaron diferentes algoritmos de reconstrucción de CT (FULL, PLUS) con diferentes niveles de ASiR (20%, 40%, 80%), así como corrección MAR. Las mediciones de SUV medio se realizaron en varias regiones de interés dónde se observaba artefactos (ROI B, ROI O1, ROI O2) y en una región libre de artefactos alejada del marcapasos que se toma como referencia (ROI H).

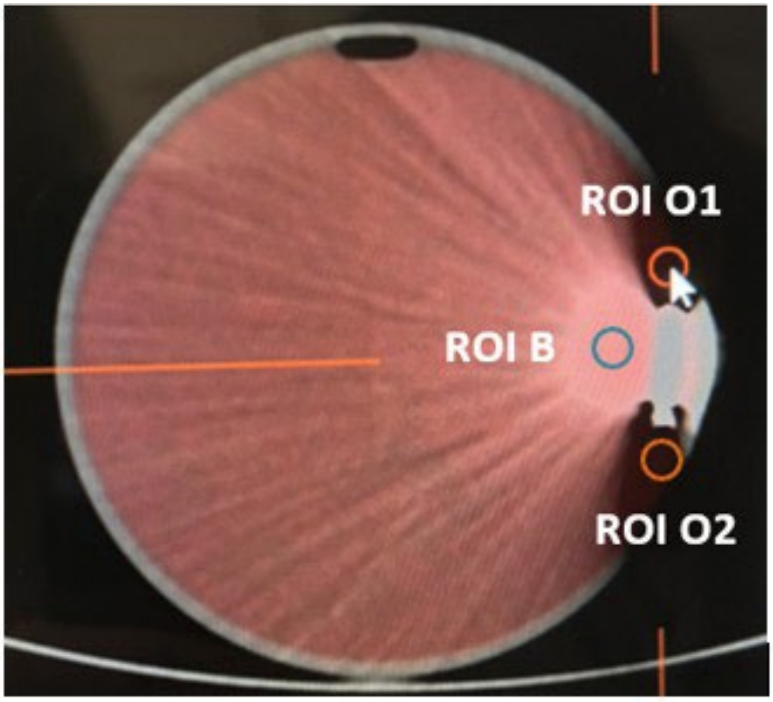


Ilustración 1. Esquema de la determinación de los ROI O1, O2 y B.

RESULTADOS

Las diferencias relativas al SUV medio para los diferentes algoritmos en los ROI O1, O2 y B respecto al ROI H se muestran en la TABLA 1.

	Diferencia relativa SUV medio		
Algoritmos	ROI O1	ROI O2	ROI B
FULL (40%)	-44,44	-33,33	22,22
PLUS (40%)	-33,33	-38,89	27,78
$FULL_{MAR}$ (20%)	-22,22	-11,11	5,56
$PLUS_{MAR}$ (20%)	-26,32	-15,79	0,00
$FULL_{MAR}$ (40%)	-27,78	-27,78	16,67
$PLUS_{MAR}$ (40%)	-22,22	-16,67	5,56
$FULL_{MAR}$ (80%)	-11,11	-11,11	11,11
$PLUS_{MAR}$ (80%)	-22,22	-11,11	0,00

Tabla 1. Diferencias relativas de SUV medio en los ROI O1, O2 y B respecto al ROI H tomado como referencia.

DISCUSIÓN

El análisis de los resultados demuestra que la corrección de artefactos metálicos mediante MAR tiene un impacto significativo en la mejora de la cuantificación del SUV en las regiones afectadas por artefactos. Las zonas brillantes (ROI B) muestran una ligera sobreestimación del SUV medio, mientras que las zonas oscuras (ROI O1 y ROI O2) presentan una infraestimación, independientemente del algoritmo utilizado. Sin embargo, la corrección MAR reduce notablemente estas discrepancias, especialmente en las áreas más afectadas. Por otro lado, aunque los niveles de ASiR influyen en la reducción de ruido, su impacto en la precisión del SUV es menos relevante que el de la corrección MAR.

CONCLUSIONES

La corrección MAR mejora la calidad de las imágenes PET en presencia de artefactos metálicos, minimizando las diferencias en el SUV medio. Aunque los niveles de ASiR contribuyen a la reducción de ruido, su influencia sobre la corrección de atenuación resulta menos significativa en comparación con MAR, lo que destaca la importancia de aplicar correcciones de artefactos en estudios con prótesis metálicas o marcapasos.

COMPARACIÓN DE DOSIS ABSORBIDAS EN PET MEDIANTE DOSIMETRÍA BASADA EN MODELOS Y DOSIMETRÍA PACIENTE ESPECÍFICA

Sanchez Casi, M. (1); Jiménez Puertas, S. (1); González González, T. (1); Castillo Peña, P. (1); Lozares Cordero, S. (1); Diez Chamarro, J. (1)
(1) Hospital Universitario Miguel Servet

INTRODUCCIÓN

En este estudio se comparan los resultados obtenidos mediante dos métodos para la estimación de la dosimetría interna en Medicina Nuclear: dosimetría basada en modelos anatómicos y biocinéticos; y dosimetría paciente específica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se eligen retrospectivamente 10 pacientes con imagen diagnóstica PET de localización anatómica pulmonar. Se realiza la dosimetría, por un lado, con la hoja de cálculo "Dosis a paciente en Medicina Nuclear diagnóstica", disponible en la página web de la SEFM [1], y por otro, con el programa 3DSlicer. Finalmente, se comparan las dosis absorbidas mediante ambos métodos para diferentes órganos.

La hoja de cálculo de la SEFM realiza la dosimetría a partir del formalismo MIRD, y estima la dosis absorbida a partir de la actividad administrada y librerías de valores S, obtenidas empleando los modelos anatómicos del ICRP 110 [2] y los datos biocinéticos del ICRP 106 [3], junto con simulaciones Monte Carlo.

El programa 3DSlicer cuenta con el módulo OpenDose3D, que realiza dosimetría paciente específica a partir de la actividad administrada y de las imágenes del paciente. De la imagen PET corregida se obtiene el número de cuentas, y del CT el contorneo de órganos. Permite elegir entre 3 algoritmos de cálculo: Local Energy Deposition (LED), FFT Convolution y Monte Carlo. En este trabajo se estudian los dos primeros.

RESULTADOS

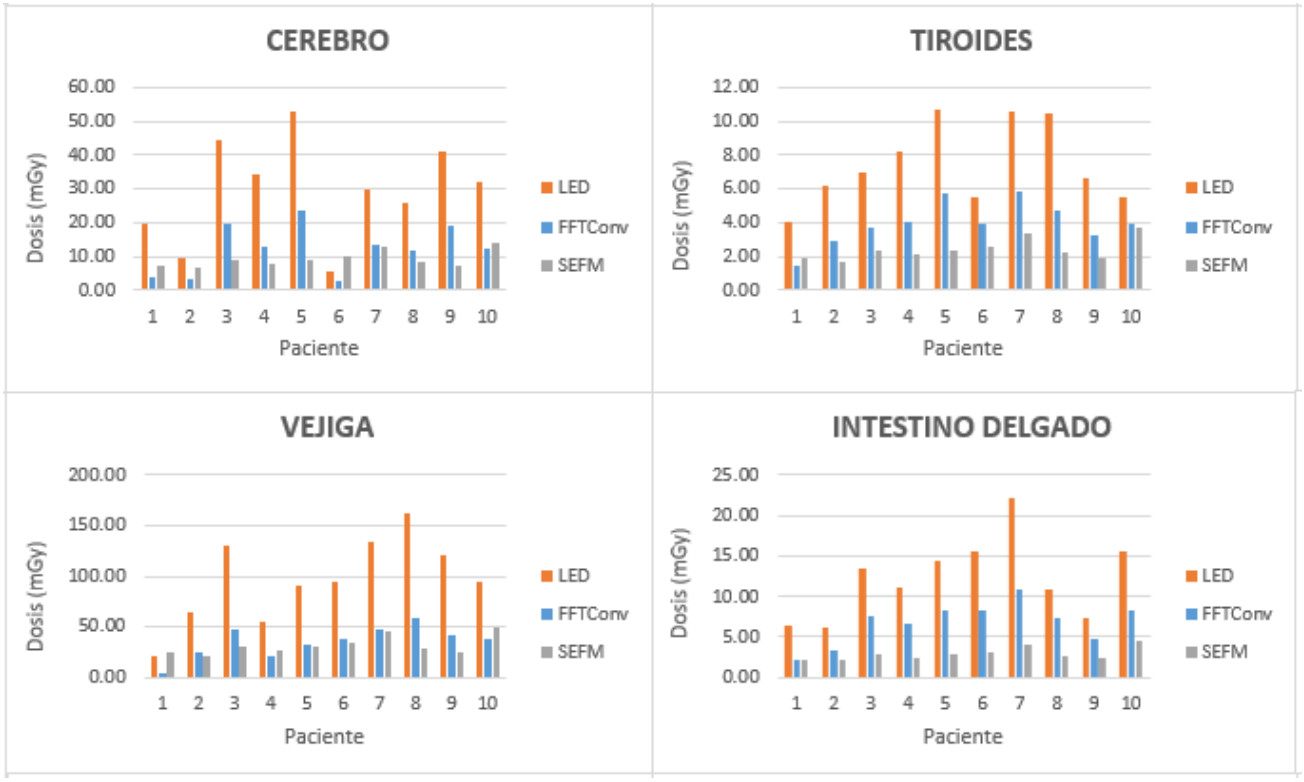


Imagen 1: Valores de dosis absorbida para cerebro, tiroides, vejiga e intestino delgado

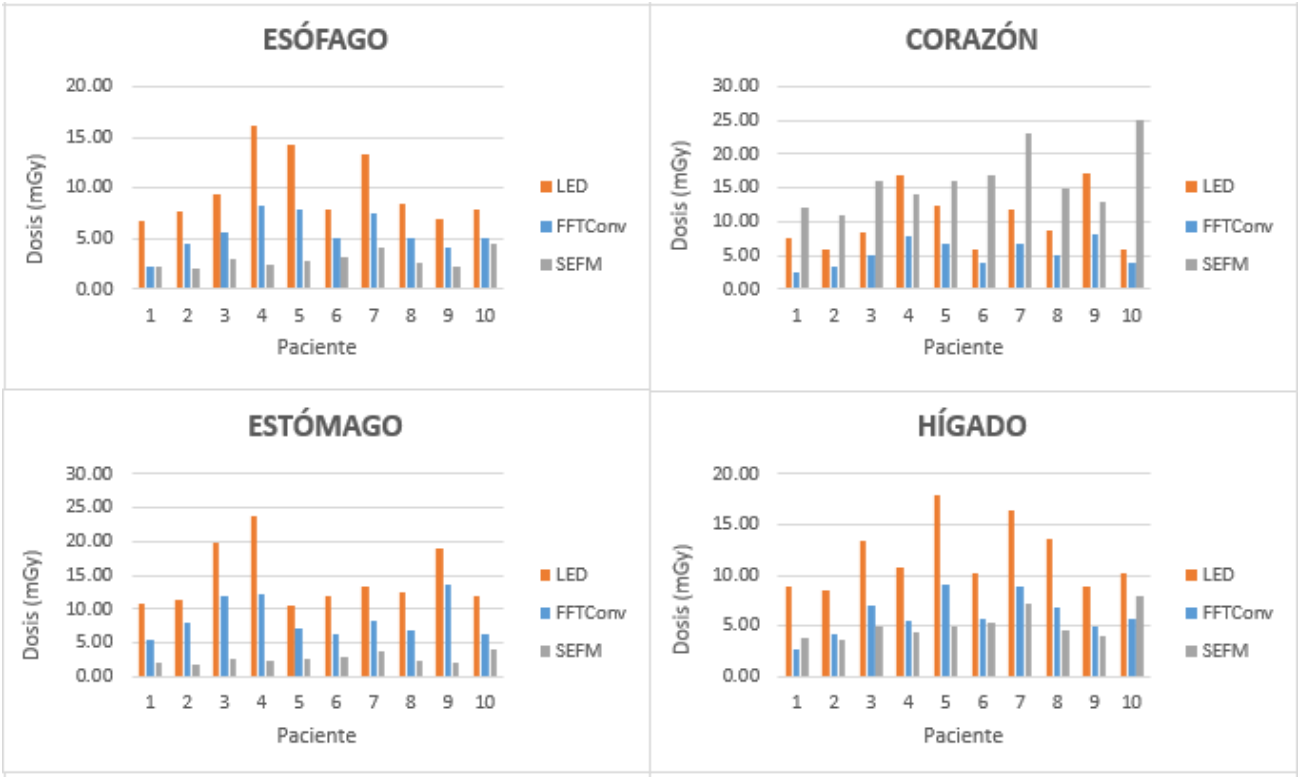


Imagen 2: Valores de dosis absorbida para esófago, corazón, estómago e hígado

DISCUSIÓN

Se observa que el 3DSlicer con el algoritmo LED obtiene las dosis absorbidas más altas, y con el FFTConvolution

intermedias; mientras que la hoja de cálculo de la SEFM obtiene los valores más bajos, a excepción del corazón.

En el Excel de la SEFM, las limitaciones de usar un modelo anatómico pueden ser las responsables de estas diferencias.

No se puede determinar cuál es el mejor método para la dosimetría en Medicina Nuclear, dadas las siguientes limitaciones. El módulo OpenDose3D presenta la ventaja de ser paciente específico, pero utiliza algoritmos de cálculo menos precisos que los empleados para la obtención de los valores S del Excel de la SEFM, obtenidos mediante Monte Carlo. Además, el módulo OpenDose3D no está validado para uso clínico.

CONCLUSIONES

Se han revisado dos métodos de dosimetría interna en medicina nuclear, basado en modelos con el Excel de la SEFM y paciente específico con el programa 3DSlicer, valorando las ventajas y desventajas de cada uno. Se han obtenido las dosimetrías de varios pacientes obteniendo valores dispares, pero con tendencia general a obtener dosis absorbidas más altas con el módulo OpenDose3D, excepto en el corazón.

Se recomienda ampliar este estudio incluyendo el algoritmo de cálculo Monte Carlo para la obtención de la dosimetría con el 3DSlicer.

REFERENCIAS

Dosis a paciente en Medicina Nuclear diagnóstica. https://sefm.es/aplicaciones/diversas_hojas_de_calculo/

ICRP 110. ISBN: 978-0-7020-4186-0

ICRP 106. ISBN: 978-0-7020-3450-3

DOSIMETRÍA POST TRATAMIENTO EN RADIOEMBOLIZACIÓN TRANSARTERIAL HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE 90Y

Fernández Benítez, M. (1); Fernández Romero, J. (2); Naranjo Jiménez, N. (2); Calatrava Ramírez, M. (2); Sánchez Hidalgo, M. (2); Pérez González, M. A. (2)

(1) Hospital Universitario de Cáceres; (2) HOSPITAL REGIONAL UNIVERSITARIO DE MALAGA

INTRODUCCIÓN

El tratamiento de los tumores hepáticos mediante radioembolización transarterial con microesferas de Y90 requiere la realización de dosimetría pretratamiento para cada paciente. Gracias a diferentes softwares de planificación comerciales se aplica el formalismo MIRD para calcular la actividad necesaria a inyectar, buscando la máxima dosis en el volumen tumoral sin dañar el resto del hígado sano, pulmones o intestino.

Una vez realizada la radioembolización, surge la necesidad de comprobar la correcta planificación del tratamiento con los objetivos de verificar la dosis administrada o detectar distribuciones tóxicas mediante la dosimetría post tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Previamente, es necesario calibrar el equipo PET Siemens Biograph 60020 donde se va a adquirir la imagen del paciente post intervención, su sensibilidad y coeficientes de recuperación para el 90Y. Para ello, se emplea el maniquí NEMA sin el cilindro de densidad pulmonar con seis esferas calientes con una relación de actividades entre el fondo y las esferas de 1:8.

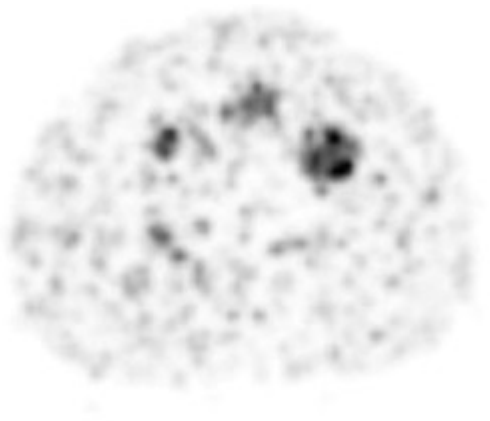


Imagen obtenida con el PET del maniquí NEMA para la calibración.

Una vez adquirida la imagen al paciente con los mismos parámetros con los que se realizó la calibración del equipo y gracias al valor de la sensibilidad obtenido, podemos medir la actividad registrada en el software del equipo y analizar cualitativamente la distribución de la misma.

Además, mediante las siguientes expresiones del formalismo MIRD obtenemos la dosis recibida por el volumen de perfusión, el hígado sano y los pulmones para compararla con la planificada:

$$/fn_jvn/small/fn_jvn/fn_jvnD_{Vperf} = /frac(49,7 * A_{Vperf})M_{Vperf}$$
$$/fn_jvn/smallD_{higado-sano} = /frac(49,7 * A_{higado-sano})M_{higado-sano}$$
$$/fn_jvn/smallD_{pulmon} = LSF * D_{Vperf}$$

Donde D son las dosis recibidas por cada uno de los órganos, A las actividades medidas en la imagen y LSF hace referencia a la "lung shunt fraction", la fracción de actividad en los pulmones (se calcula en la dosimetría pretratamiento).

RESULTADOS

Se realizó la dosimetría post tratamiento a un paciente de nuestro centro obteniéndose la imagen de la Figura 2. En el software del equipo medimos la actividad en el volumen de perfusión y en el hígado sano y, tras realizar las correcciones correspondientes al decaimiento del isótopo y los cálculos, se obtuvieron las dosis absorbidas de 427,8 Gy y 2,64 Gy frente a las 456,8 Gy y 11,7 Gy planificadas respectivamente (en este caso LSF había sido del 0 %).

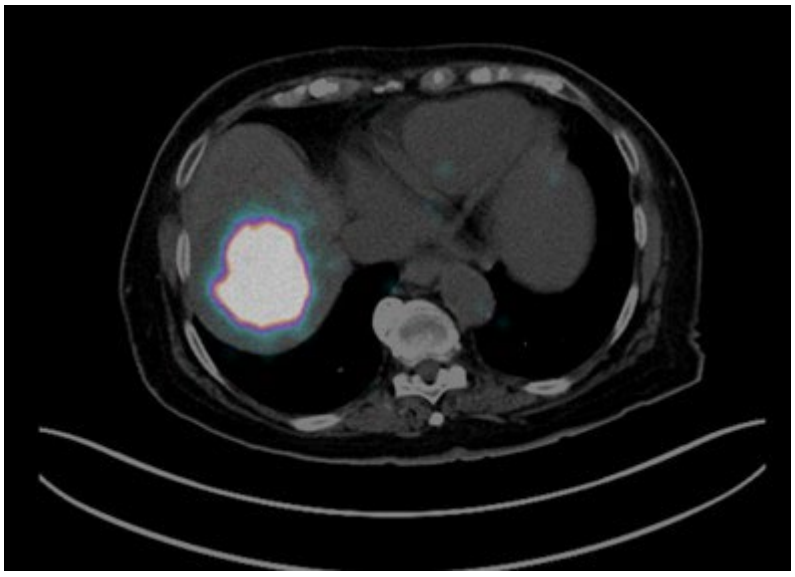


Figura 2. Imagen PET realizada al paciente real.

CONCLUSIONES

Las diferencias obtenidas entre las dosis medidas y planificadas nos sirven para validar el tratamiento ya que son inferiores al 10 % publicado en la bibliografía para el caso del volumen de perfusión y nos muestran mayor protección en el caso del hígado sano.

BIBLIOGRAFÍA

Morán, V., Prieto, E., Sancho, L., Rodríguez-Fraile, M., & Martí-Climent, J. M. (2019). Radioembolización Hepática con microesferas de 90Y: aspectos metodológicos y dosimétricos. Revista de Física Médica, 20(1).

Cámara, F. M. (2016). Desarrollo de un método de cálculo de dosis en tres dimensiones en tratamientos de radioembolización con microesferas de itrio-90 (Doctoral dissertation, Universidad de Zaragoza).

MEDIDA DE LA RESPUESTA EN ACTIVIDAD DE UN ACTIVÍMETRO CON 131I

Barroso Miranda, M. (1); Sánchez López, R. (1); Ferrer García, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Pérez Marcos, P. (1); De La Monja Rey, P. (1); Mínguez Aguilar, C. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz;

INTRODUCCIÓN

El Protocolo Español de Control de Calidad de la Instrumentación en Medicina Nuclear [1] recomienda analizar la linealidad de la respuesta en actividad en activímetros anualmente con 99mTc. El 99mTc es un emisor gamma, esta característica no es común para todos los isótopos utilizados en un servicio de medicina nuclear donde también abundan emisores beta como el 131I.

La linealidad de un activímetro depende tanto de la linealidad de su cámara de ionización como de su electrómetro. Es por tanto conveniente analizarla en varios radioisótopos ya que la corriente producida por unidad de actividad depende del isótopo utilizado. En el caso del 131I se estima que la corriente generada es 3 veces superior a la del 99mTc [2].

En este trabajo se ha comprobado que un activímetro con una linealidad dentro de tolerancia para 99mTc la conserva al realizar las medidas con 131I en un rango de actividades de 2 a 16 mCi.

MATERIAL Y MÉTODOS

El activímetro utilizado es el modelo CRC PC Smart Chamber de Capintec. La prueba se ha realizado con un vial de 7,5 mL de 131I con una actividad calibrada de 200 mCi a las 12:00 CET del 17/12/2024. Las medidas se han tomado dejando un período aproximado de 7 días entre ellas partiendo de una actividad teórica inicial de 16,1 mCi.

El protocolo [1] recomienda evaluar la sensibilidad realizando un ajuste lineal entre la actividad teórica y la actividad medida. Se considera como superada la prueba si la diferencia relativa entre cada actividad medida y la actividad calculada por el ajuste lineal es menor al 5%.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra la fecha de cada medida, la actividad teórica, la actividad medida y la desviación de éstas respecto al ajuste. El ajuste realizado se ha incluido en la figura 1.

Fecha de medida	A. teórica (mCi)	A. medida (mCi)	Desviación (%)
07/01/2025 16:23	16,07	16,02	0,04
14/01/2025 11:45	8,93	8,90	-0,17
23/01/2025 12:45	4,09	4,11	0,14
30/01/2025 8:54	2,27	2,29	0,11

Tabla1

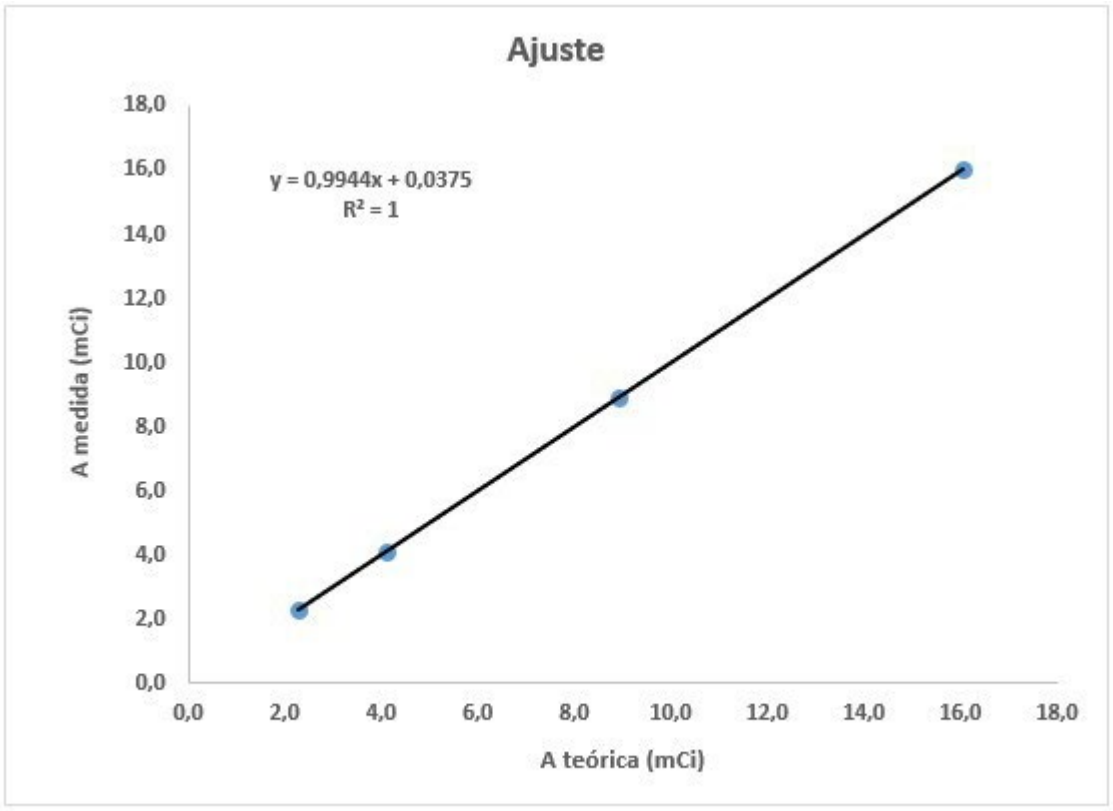


Figura 1

DISCUSIÓN

La desviación entre la actividad medida y la calculada por el ajuste se encuentra entre el 0,04 y -0,17%, dentro de la tolerancia establecida por [1].

CONCLUSIONES

Se puede asegurar la linealidad de la respuesta en actividad del activímetro en un rango de actividades entre 2 y 16 mCi para 131I. Sería conveniente verificar que la linealidad se mantiene también en emisores beta puros como el 90Y, donde la sensibilidad del activímetro es sólo una fracción de la obtenida para emisores gamma [2].

REFERENCIAS

C. Montes. Fuentes, D. Álvarez Llorente, C. González. Ruiz, J. M. Martí I Climent, J. A. Terrón. León y A. Vicedo González. Protocolo de Control de calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear versión 2020, 1ª edición (2021).

J. E. Carey, P. Bryne, L. De Werd, R. Lieto y N. Petry. The Selection, Use, Calibration, and Quality Assurance of Radionuclide Calibrators Used in Nuclear Medicine. AAPM Report 181 (2012).

ESTIMACIÓN DE LA ACTIVIDAD ELIMINADA POR ORINA EN TRATAMIENTOS CON 131I MIBG

Barroso Miranda, M. (1); Sánchez López, R. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Pérez Marcos, P. (1); De La Monja Rey, P. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz;

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos terapéuticos de tumores neuroendocrinos con 131I mIBG el órgano que limita la actividad prescrita es la médula roja. Habitualmente la dosis recibida por la médula se estima a partir de la dosis recibida en el cuerpo completo. La dosimetría se realiza mediante mediciones periódicas con un detector de radiación siguiendo las recomendaciones en [1].

Para realizar la dosimetría es necesario determinar el valor del factor que relaciona la tasa de dosis medida y la actividad en el interior del paciente tras la inyección, que tiene una duración aproximada de 1 hora. La mayoría de los pacientes tratados son pediátricos, siendo habitual que necesiten orinar durante la inyección. Esto provoca que se elimine parte de la actividad inyectada dificultando la dosimetría.

En este trabajo se presenta el número de casos en que ha habido micciones durante la inyección y un cálculo de la actividad eliminada por orina para los tratamientos realizados durante los tres últimos años en el Hospital Universitario La Paz.

MATERIAL Y MÉTODOS

En total se han evaluado 8 tratamientos con un total de 16 administraciones. La estimación de la actividad eliminada en cada micción se ha realizado resolviendo el sistema de ecuaciones:

donde los parámetros de entrada son la actividad inyectada A0 y las tasas de dosis medidas al comienzo de la inyección, antes de orinar, tras orinar y al finalizar la inyección; Ḋ1, Ḋ2, Ḋ3 y Ḋ4 respectivamente. Los parámetros de salida son H, K, a y v. H y K son factores de conversión tasa/actividad; a y v son la actividad eliminada por la orina y la fracción de actividad inyectada antes de la micción.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra la actividad inyectada en cada una de las administraciones realizadas junto con la actividad total eliminada por orina durante la inyección. En dos de las administraciones, la 11 y la 16, ha habido 2 micciones.

Administración	A administrada (mCi)	A expulsada total (mCi)	A expulsada total (%)
1	242,8	20,2	8,3
2	240,7	21,6	9,0
3	340,9	0,0	0,0
4	320,4	0,0	0,0
5	191,6	0,0	0,0
6	247,9	0,0	0,0
7	396,5	0,0	0,0
8	154,2	0,0	0,0
9	239,7	0,0	0,0
10	249,0	14,4	5,8
11	431,1	134,1	31,1
12	205,2	0,0	0,0
13	211,2	0,0	0,0
14	200,0	0,0	0,0
15	210,9	32,4	15,4
16	193,2	54,5	28,2

Tabla 1

DISCUSIÓN

En un 31,25% de las administraciones evaluadas se han producido micciones durante la inyección provocando pérdidas de actividad entre el 5,77% y 31,1% sobre el total administrado. En promedio la pérdida de actividad por micción es del 12,21% respecto al total administrado.

CONCLUSIONES

En vista de los resultados se concluye que las micciones durante la inyección son habituales y la actividad expulsada debe ser tenida en cuenta en la dosimetría para tratamientos de tumores neuroendocrinos con 131I mIBG.

REFERENCIAS

J. Gear, C. Chiesa, M. Lassmann, P. Mínguez Gabiña, J. Tran-Gia, C. Stokke, G.Flux & In collaboration with the EANM Dosimetry Committee. EANIM Dosimetry Comittee series on standard operational procedures for internal dosimetry for 131I mIBG Treatment of neuroendocrine tumors. EJNMMI Physics 7, número 15 (2020).

DIETA DE PREPARACIÓN PARA EL PET-CT CARDIOLÓGICO: LA CALIDAD DE LA IMAGEN PET Y EL AJUSTE A LA DIETA ESPECÍFICA

Roigé Piñol, M. (1); Bernal Ruiz, S. (2); Trupita Fort, N. (2); Fuertes Manuel, J. (2); Tomas Albina, M. (2); Gil Pros, A. (2)
(1) Hospital de Reus; (2) Hospital Universitario Sant Joan de Reus

INTRODUCCIÓN

La obtención de imágenes de calidad en un PET-TC cardiológico es clave para un diagnóstico certero y una adecuada planificación del tratamiento. Uno de los factores más influyentes en la calidad de estas imágenes es la preparación previa del paciente, en especial la dieta que sigue antes de la prueba. Este estudio examina cómo la alimentación previa afecta los resultados del PET-TC, determinando en qué casos es necesario seguir pautas estrictas y cuándo se pueden permitir ciertas flexibilidades. La hipótesis es que, aunque una preparación dietética inadecuada puede alterar la imagen, en muchos casos la calidad sigue siendo suficiente para el diagnóstico.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha llevado a cabo un estudio retrospectivo y observacional con pacientes que se sometieron a un PET-TC cardiológico en el Hospital Sant Joan de Reus entre enero y diciembre de 2024.

Selección de pacientes

Se incluyeron aquellos pacientes cuyos registros médicos permitían verificar el seguimiento de recomendaciones dietéticas previas. Se excluyeron los que no se habían realizado un PET-TC cardiológico durante el periodo de estudio.

Tecnología utilizada

Las exploraciones se realizaron con un PET-TC General Electric Discovery MI 5R, un equipo de alta resolución que combina PET y TC para generar imágenes detalladas con el tiempo reducido. La tecnología 3D empleada mejora la sensibilidad en la detección de lesiones cardíacas.

Protocolo de preparación

A los pacientes se les preparó con una dieta baja en carbohidratos y alta en grasas. Posteriormente se les administró heparina sódica al 1% (50 UI/kg) antes de la inyección intravenosa de fluorodesoxiglucosa (FDG), ajustada según peso. Tras un tiempo de espera de 50 minutos, se procedió con el escaneo.

ANÁLISIS DE DATOS

Cumplimiento de la dieta: se clasificó en tres niveles (total, parcial o ningún cumplimiento).

Calidad de la imagen: se evaluaron la ausencia de captación de FDG y la presencia de artefactos como indicador de una forma de calidad.

Mediciones objetivas: se utilizaron valores SUV para cuantificar la captación del FDG.

Consideraciones éticas

El estudio se realizó respetando la normativa vigente sobre protección de datos (RGPD y LOPDGDD). En algunos casos, se decidió llevar a cabo la prueba a pesar de que el paciente no hubiera seguido la dieta correctamente, priorizando la urgencia clínica y la gravedad de cada situación.

CALIBRACIÓN DE GAMMACÁMARA PARA 177LU

Naranjo Jiménez, N. (1); Fernández Romero, J. J. (1); Calatrava Ramírez, M. (1); Ruíz Manrique, C. (1); Pérez González, M. A. (1); Del Pino Mata, R. (1)
(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

El ^{177}Lu es un emisor con una componente beta de gran potencial terapéutico. Actualmente, las actividades impartidas están supeditadas al órgano de riesgo más limitante y su dosimetría postratamiento puede evaluarse mediante el fotopico de 208 keV en su desintegración.

La referencia [1] de la EANM ofrece directrices para la estimación dosimétrica en sus dos aplicaciones clínicas por excelencia: tumores neuroendocrinos (Lu-SSRT) y cáncer de próstata (Lu-PSMA). Entre ellas está la calibración de la gammacámara para el radioisótopo en cuestión. Es necesario determinar Q_{planar} para las adquisiciones planares; y en caso de adquisiciones SPECT-CT, se calcula Q_{spect} y los factores de recuperación.

MATERIAL

- Maniquí NEMA PET Phantom.
- Fuente ^{177}Lu de actividad 40 mCi.
- Fuente plana de ^{177}Lu.
- Gammacámara GE Optima NM/CT 640.

MÉTODOS

Se utilizan diversas configuraciones del maniquí:

- Fondo relleno de agua.
- Fondo y esferas con actividades 1:10 (0,05 y 0,5 Mbq/ml).
- Fondo y esferas en proporción 1:5 (0,1 y 0,5 Mbq/ml).

Para imágenes planares conjugadas:

- Estudio con fuente plana de ^{177}Lu para cálculo de atenuación según configuración (A).
- Estudio en configuración (B) para cálculo de dispersión según método de triple ventana.

PARÁMETRO	IMAGEN PLANAR	PARÁMETRO	SPECT
Ventana para fotopico	15% (±7,5 %) centrado en 208 keV	**Frames**	60
Ventana para dispersión baja energía	4% (±2 %) centrado en 189 keV	**Velocidad de captura**	45 s/frame
Ventana para dispersión alta energía	4% (±2 %) centrado en 228,6 keV	**Zoom**	1
Colimador	MEPG	**Reconstrucción**	Reconstrucción iterativa
Velocidad de Scan	10 cm/min	**Corrección de atenuación**	CT
Matriz	256x1024	**Matriz**	128x128
Contorneo del cuerpo	Solo para corrección de dispersión	**Contorneo del cuerpo**	Preferible si es posible

TABLA 1. Parámetros de adquisición.

Para SPECT-CT:

- Estudio SPECT-CT con atenuación y dispersión manteniendo la configuración (B).
- Se repite estudio con la configuración (C).

Los parámetros de adquisición se muestran en la TABLA 1, siendo clave su reproducibilidad en futuros tratamientos.



FIGURA 1. *Maniquí NEMA.*

DISCUSIÓN

El documento de la EANM indica que existen órganos que se benefician de estudios planares para su valoración dosimétrica. Es el caso de las glándulas salivales y lacrimales.

El factor de calibración planar se obtiene relacionando el número de cuentas (C_{ROI}) en una región con su actividad (A_{ROI}):

(Ec.1) $Q\text{planar} = C\text{ROI} / A\text{ROI}$

Para SPECT, el factor de calibración se calcula relacionando el número de cuentas en una región cilíndrica (C_{cil}) interior del maniquí con su actividad (A_{cil}). NEMA reproduce las condiciones de dispersión y atenuación del paciente:

(Ec.2) $Q\text{spect} = C\text{cil} / A\text{cil}$

La limitada resolución espacial de estos equipos produce una subestimación el número de cuentas para objetos pequeños. Los factores de recuperación, RC, se introducen para corregir el efecto de volumen parcial. Son cocientes que representan la diferencia entre la actividad medida por el sistema y la real en el volumen de interés (VOI). Las esferas pequeñas del maniquí simulan lesiones y se emplean para determinar estos factores:

(Ec.3) $RC = A\text{esfera medida} / A\text{esfera real}$

De forma que, si buscamos valorar la actividad en un determinado VOI, hemos de incorporar estos RC:

(Ec.4) $A_{VOI} = C_{VOI} / (Q_{spect} \cdot RC)$

RC tiende a la unidad para volúmenes grandes.

CONCLUSIONES

Este método proporciona una calibración dosimétrica robusta de la gammacámara para el ^{177}Lu. Será necesario repetir el proceso si el equipo se somete a una reparación o actualización importante.

BIBLIOGRAFÍA

[1] Sjögreen Gleisner K, Chouin N, Gabina PM, et al. EANM dosimetry committee recommendations for dosimetry of 177Lu-labelled ligands. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;49(6):1778-1809.

MÉTODO RECOVER-GM DE MIRD32 PARA CORRECCIÓN DE EFECTO DE VOLUMEN PARCIAL BASADO EN COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN

Mínguez Gabiña, P. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)

(1) Hospital Universitario de Cruces / Gurutzetako Unibertsitate Ospitalea

INTRODUCCIÓN

En dosimetría en terapia con radiofármacos realizada a partir de imágenes SPECT se necesita realizar corrección por efecto de volumen parcial debido a la mala resolución espacial de dichas imágenes. Actualmente el método más usado y que aparece en las recomendaciones de la EANM es el uso de coeficientes de recuperación definidos en función del volumen de los objetos de la imagen y dos parámetros de ajuste. Sin embargo, recientemente se ha publicado el documento MIRD32 que obtiene los coeficientes de recuperación según el método RECOVER-GM aproximando los objetos a un elipsoide y calculando la media geométrica de los coeficientes de recuperación de 3 esferas con radio igual a los 3 ejes del elipsoide. En este trabajo se ha llevado a cabo una comparación de ambos métodos y se ha analizado su efecto en la una serie de insertos elipsoidales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han medido los coeficientes de recuperación de 6 esferas de volúmenes (en cm3): 5.6, 11.5, 26.5, 51, 92 y 150.5. Se han representado en función del volumen y se ha realizado un ajuste siguiendo 2 métodos diferentes. El primer método (método de dos parámetros) incluye una fórmula de los coeficientes de recuperación en función del volumen y de dos parámetros de ajuste. El segundo método (método RECOVER-GM de MIRD 32) aproxima los volúmenes de interés a elipsoides y realiza la media geométrica de los 3 coeficientes de recuperación para esferas en función del radio de la esfera y la desviación estándar de la función de dispersión puntual Gaussiana, la cual que es proporcional a la anchura total a media altura FWHM. Los 3 radios considerados corresponden a los 3 ejes del elipsoide al que se aproxima el volumen de interés.

Además, se han adquirido imágenes SPECT de 6 esferoides prolatos y 6 esferoides oblatos. Los volúmenes de estos insertos eran los mismos que para las esferas.

RESULTADOS

Se ha obtenido que el método RECOVER-GM de MIRD32 proporciona una mejor recuperación de la actividad para todos los esferoides especialmente para los esferoides oblatos.

DISCUSIÓN

Una mayor exactitud en los resultados dosimétricos es esencial para poder correlacionar las dosis absorbidas con los efectos de las diversas terapias con radiofármacos. Por lo tanto, es importante mejorar en dicha exactitud para lo cual un parámetro muy importante es el efecto de volumen parcial. En consecuencia, mientras no se mejore de forma notable la resolución espacial de las imágenes SPECT, el método RECOVER-GM propuesto en el documento MIRD32 es un paso para optimizar e individualizar las terapias con radiofármacos. El método RECOVER-GM de MIRD32 presenta la ventaja de obtener coeficientes de recuperación para objetos no esféricos a partir de medidas realizadas únicamente con esferas.

CONCLUSIONES

Se recomienda usar el método RECOVER-GM de MIRD32 para obtener los coeficientes de recuperación de geometrías diferentes a las esféricas.

MÉTODO DE VERIFICACIÓN DE LOS RESULTADOS DOSIMÉTRICOS EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS OBTENIDOS A PARTIR DE SOFTWARE CON MARCADO CE

Mínguez Gabiña, P. (1); Gallardo Rodriguez, N. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)
(1) Hospital Universitario de Cruces / Gurutzetako Unibertsitate Ospitalea;

INTRODUCCIÓN

Actualmente, se está implantando el uso de software para dosimetría en terapia con radiofármacos a partir de imágenes SPECT. Este software cuenta ya con marcado CE y es, por lo tanto, apto para uso clínico. Por otro lado, recientemente la SEFM ha publicado el documento Procedimiento recomendado para la dosimetría de pacientes en terapia con radiofármacos que incluyen 177Lu. Dicho documento explica las bases para realizar dosimetría a partir de software básico de visualización de imágenes como ImageJ y una hoja de cálculo como Excel. Aunque en el futuro es previsible el uso rutinario del software con marcado CE para realizar la dosimetría, la metodología explicada en el documento de la SEFM puede usarse como verificación de los resultados obtenidos por medio del mencionado software.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han incluido 5 pacientes en el estudio y realizado dosimetrías de 20 lesiones y de los riñones en el primer ciclo de tratamiento con 7.4 GBq de [177Lu]Lu-DOTA-TATE para tumores neuroendocrinos. Las dosimetrías se han realizado con el software Planetdose de Dosisoft y la metodología explicada en el documento de la SEFM Procedimiento recomendado para la dosimetría de pacientes en terapia con radiofármacos que incluyen 177Lu.

RESULTADOS

La comparación de resultados de las dosis absorbidas en las lesiones y en los riñones resulta en diferencias relativas inferiores al 10% en todos los casos.

DISCUSIÓN

En la realización de dosimetrías clínicas en la terapia con radiofármacos es recomendable realizar una verificación de los resultados obtenidos con software comercial que sirva como doble chequeo de los cálculos realizados. Por lo tanto, ser capaz de obtener resultados dosimétricos a partir de un método alternativo al usado en el software es importante para realizar ese doble chequeo. Este trabajo da soporte al uso de la metodología explicada en el documento de la SEFM Procedimiento recomendado para la dosimetría de pacientes en terapia con radiofármacos que incluyen 177Lu como método de verificación.

CONCLUSIONES

El documento de la SEFM Procedimiento recomendado para la dosimetría de pacientes en terapia con radiofármacos que incluyen 177Lu proporciona un método de verificación aceptable para los resultados obtenidos con un software con marcado CE.

ANÁLISIS DEL PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE SONDAS QUIRÚRGICAS

García Castañón, P. (1); Becerro Morgado, J. M. (1); Gallego Molina, C. (1); Luengo Izquierdo, P. (1); Abad Santos, F. J. (2); Valverde Morán, J. (3); García Martín, L. (4); Erzilbengoa Izaguirre, M. (5); Prieto Martín, C. (1)
(1) Hospital Universitario la Princesa (Madrid); (2) Gelab Consultores SL; (3) Hospital universitario Fundación Jiménez Díaz; (4) Nucliber SAU; (5) Onkologikoa

INTRODUCCIÓN

Las sondas quirúrgicas utilizadas en la detección en quirófano del/los ganglio/s centinela/s son muy diversas en forma, modelo y tecnología.

El protocolo español de control de calidad en Medicina Nuclear (versión 2020) establece, aparte de la inspección visual y/o acústica, tres pruebas básicas para comprobar el funcionamiento adecuado de las sondas: sensibilidad, resolución espacial y angular y resolución energética. Dichas pruebas se basan en bibliografía presentada al final de cada prueba de dicho protocolo, pero no siguen un único protocolo internacional.

El objetivo de este trabajo es revisar el cumplimiento de las tolerancias propuestas para la resolución espacial y la angular, así como el método de medida propuesto en el protocolo español.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para comprobar las tolerancias se realizaron medidas de resolución siguiendo el protocolo utilizando el mismo método para distintas sondas de varios centros (ver tabla 1).

Marca	Modelo	S/N	Material detector
EURORAD	EUROPROBE 2	718	CdTe
EURORAD	EUROPROBE 3.2	2023061	CdTe
EURORAD	EUROPROBE 2	771	CdTe
EURORAD	EUROPROBE 2	641	CdTe
DILON TECH.	NAVIGATOR 2.0	N2020101449	std
ONCOVISION	WPROBE	2400188	std

Tabla 1: sondas evaluadas en el estudio.

Las tolerancias establecidas para la resolución son: 25 mm para la espacial lateral a una distancia de 3 cm y 15 mm para sondas de cabeza y cuello; 40° para la angular a 3 cm.

Para revisar el método de medida, se realizaron dos conjuntos de medidas para la sonda Oncovision:

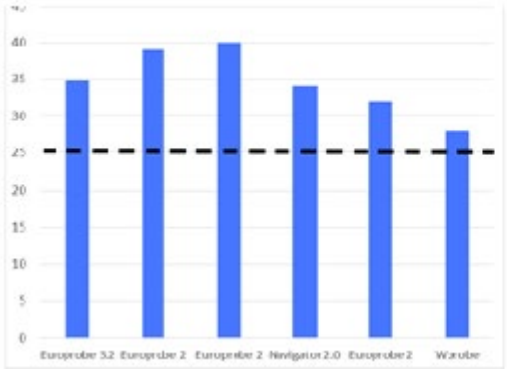
- Primer método, propuesto por el protocolo, con un maniquí descargable (https://www.gelabco.com/wp-content/uploads/2025/01/maniqui-Resolucion-SQ-2mm.pdf) y una fuente capilar cilíndrica de 2 mm de altura y 0,9 mm de diámetro.
- Segundo método con un maniquí casero y una fuente cilíndrica de 1 cm de diámetro.

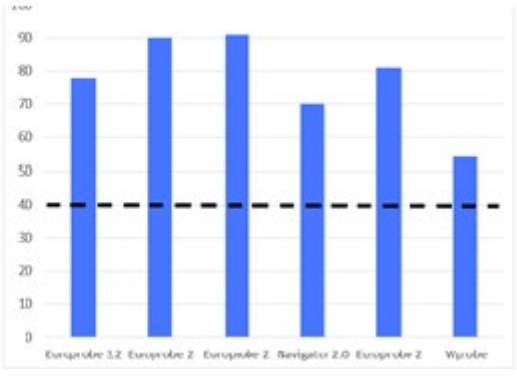
Ambas se rellenaron con Tc-99m en las cantidades recomendadas por el protocolo.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos se muestran en la figura 2:

Marca	Modelo	Sensibilidad (cps/uCi)	Res. Espacial (mm) < 25	Res. Angular (º) < 40
Eurorad	Europrobe 3.2	20	35,0	78
Eurorad	Europrobe 2	14,9	39,8	91
Eurorad	Europrobe 2	16,6	40,0	88
Dilon Tech.	Navigator 2.0	36	34,0	70
Eurorad	Europrobe 2	16	32,0	81
Oncovision	Wprobe	3	28,0	54





La resolución lateral varía de 28 mm a 40.0 mm, con un promedio de 34.8 ± 0.4 mm. Para la resolución angular, los resultados van de 54° a 91°, mucho más dispares, con promedio de 77 ± 17.5°.

Para la fuente capilar, los resultados son de 28 mm y 54°, frente a los 29 mm y 43° con la fuente no puntual.

Estas diferencias tan amplias en algunos casos con respecto a la tolerancia plantearon la necesidad de verificar la influencia en las condiciones de medida, así que se realizaron las medidas de la sonda Oncovision con los dos métodos, las cuales mostraron resultados no son satisfactorios para ninguno de ellos.

CONCLUSIÓN

La revisión de las referencias bibliográficas citadas en el protocolo plantea dudas sobre la validez de estas tolerancias que, por otro lado, no parecen demostrar la validez de las sondas para su uso clínico.

Las tolerancias establecidas no parecen ajustarse a muchas de las sondas comercializadas en la actualidad.

EVALUACIÓN CUANTITATIVA DE LA UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA MEDIANTE UNA APLICACIÓN EN MATLAB

Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Pons Polo, G. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Mancha Mateos, P. J. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Baena Porras, M. (1); Márquez Pavo, L. (1); Rodriguez Alarcón, C. (1); Roberto Domínguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

La prueba de uniformidad tomográfica en un SPECT o PET sirve para determinar la uniformidad de la reconstrucción de un maniquí con una distribución homogénea de actividad. A menudo, los procedimientos de evaluación de esta prueba se basan en parámetros cualitativos susceptibles al ojo del observador. En este trabajo se propone la implementación en MATLAB

de una aplicación para la evaluación cuantitativa de la uniformidad tomográfica.

MATERIAL Y MÉTODOS

El fantoma utilizado para la realización de la prueba fue un maniquí Jaszczak relleno de agua y con 10mCi de Tc99 en el momento de realización de la prueba. Los parámetros de adquisición fueron:

Colimadores: LEHRS, modo H Matriz: 256x256

Tiempo de parada:20 seg

El SPECT-CT utilizado fue el modelo NM/CT 870 de General Electric. Para la implementación de la aplicación se utilizó la versión 2019 de MATLAB, y la interfaz de usuario fue creada con el editor de diseño GUIDE de MATLAB.

La aplicación funciona de manera que, en primer lugar, pide al usuario la selección de un archivo DICOM que contenga la reconstrucción tomográfica. En segundo lugar, lee y ordena los cortes y los muestra al usuario para su visualización. El usuario debe seleccionar el rango de cortes en el cual quiere que se aplique la evaluación de la uniformidad tomográfica. Este paso es importante ya que el maniquí Jaszczak dispone de varios módulos, de los cuales solo debemos tomar los cortes correspondientes al módulo de uniformidad.

Posteriormente, la imagen es procesada y se asigna valor nulo a los píxeles cuyo valor sea cero, y a los que tengan un valor por debajo del 5% del valor medio del resto de píxeles. Además, detecta y descarta píxeles cercanos a los bordes de la imagen para evitar artefactos. A la matriz resultante le aplica un suavizado mediante el uso del filtro de 9 puntos.

A continuación, muestra la imagen resultante al usuario y le pide definir dos puntos, uno en el centro del maniquí y otro en el borde, a partir de los cuales creará una ROI circular centrada en el primer punto y de radio el 75% de la distancia entra ambos puntos. Se crea otra mascará que elimina todos los pixeles no pertenecientes a la circunferencia.

Para finalizar, se calcula la uniformidad como:

$$U(\%) = /fracVP_{max} - VP_{min}VP_{max} + VP_{min}/cdot100$$

RESULTADOS

Los resultados obtenidos los podemos observar en la siguiente imagen, donde se ha calculado, por un lado, la uniformidad para una suma de 10 cortes del módulo uniforme, y por otro lado, del módulo no uniforme.

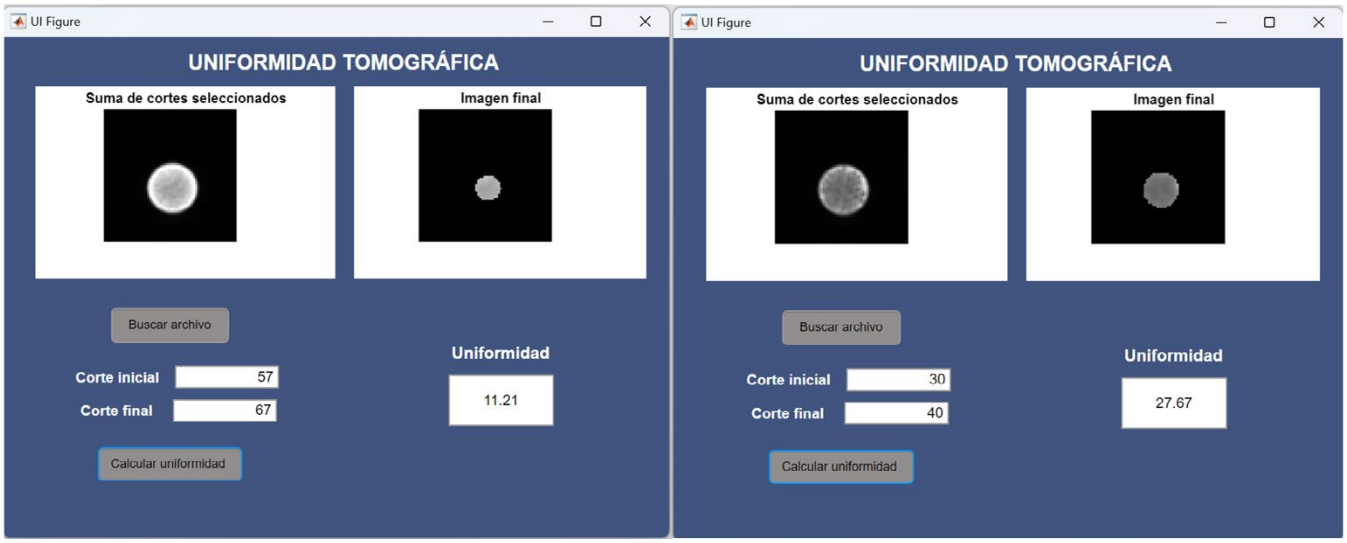


FIGURA 1. A la izquierda, resultado de la uniformidad tomográfica para el módulo de uniformidad. A la derecha, resultado de la uniformidad tomográfica para un módulo no uniforme.

DISCUSIÓN

Observamos que la aplicación arroja un resultado de uniformidad consistente con los módulos que se han evaluado, lo que indica que la aplicación es válida para la evaluación de la uniformidad tomográfica en maniquíes cilíndricos.

CONCLUSIONES

Obtenemos así un método cuantitativo para la evaluación de la uniformidad tomográfica.

DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA DE MÉDULA ÓSEA CON UNA ÚNICA MUESTRA DE SANGRE PARA TRATAMIENTOS DE 131I

Montoya Armisén, P. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Pena Vaquero, S. (1); Villar Vázquez, C. (1); Soto Angona, R. (1); Sánchez Pérez, M. (1); Torres Cabrera, R. (1); Pérez Gómez, F. (1); Antón García, D. (1); Agulla Otero, M. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Miguel Pérez, D. (1); Donís Gil, S. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Del Castillo Belmonte, Á. (1); Alonso Hernández, D. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

OBJETIVOS

Estudiar el periodo de semidesintegración efectivo de la actividad de 131I en sangre de pacientes sometidos a terapia metabólica, de manera que puedan obtenerse los valores de dosis en médula a través de una única muestra de sangre del paciente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan los tratamientos de 12 pacientes con cáncer diferenciado de tiroides a los que se le ha administrado 131I tras cirugía. Tras la ingesta del radioisótopo, se realizan tres extracciones de sangre espaciadas en el tiempo (a 1, 48 y 168 horas de la administración), así como medidas de la tasa de dosis externa a un metro del paciente con un detector de radiación ambiental.

La dosis equivalente en médula es igual a la suma de las contribuciones de la médula y del resto del cuerpo, y se determina en base a lo descrito en el documento “Dosimetría de pacientes en tratamientos con I-131 de cáncer diferenciado de tiroides (CDT)” del Grupo de trabajo de Dosimetría de pacientes en Medicina Nuclear (SEFM).

La dosis proveniente de la médula ósea se calcula mediante el producto del factor Smo←mo (en mSv/MBq/s) obtenido a partir de OLINDA 2.2 por la actividad acumulada en médula ósea. A través de la concentración de actividad en sangre medida en un contador de pozo se pueden ajustar los resultados a una curva biexponencial para considerar el decaimiento físico y biológico.

Se determinan los periodos de semidesintegración efectivos de las muestras correspondientes a cada paciente. A partir de esos resultados, se calculan las dosis absorbidas en la médula ósea.

RESULTADOS

El valor promedio del periodo de semidesintegración efectivo de la actividad en sangre en el conjunto de muestras realizadas es del orden de las 10 horas. Este dato es compatible con los resultados obtenidos en la bibliografía (9,6 horas).

Los valores de dosis equivalente en médula utilizando un periodo efectivo en sangre de 10 horas no presentan diferencias significativas con respecto a los obtenidos analizando individualizadamente todas las muestras de sangre. Las diferencias encontradas son, en todo caso, inferiores al 10%.

CONCLUSIONES

Se ha obtenido un periodo de semidesintegración efectivo de la actividad de 131I en sangre para los tratamientos de cáncer diferenciado de tiroides. En base a este valor, es posible el cálculo preciso de la dosis recibida por la médula ósea al paciente a través de una única muestra de sangre.

ESTUDIO DE LA CUANTIFICACIÓN DE LA IMAGEN PET VARIANDO EL TIEMPO DE ADQUISICIÓN

Pascual Pérez, R. (1); Camacho López, C. (1); Carrasco Vela, N. (1); Mosquera Cereijo, I. (1); Andrés Bautista, D. (1); Marín López, M. T. (1); Asensio Llobat, F. (1); Díez Domingo, S. (1)
(1) Hospital Clínic Universitari de Valencia

INTRODUCCIÓN

Uno de los beneficios de la imagen PET/CT es que permite cuantificar la distribución de la actividad de radiofármaco inyectada al paciente. Para que la actividad reconstruida en la imagen sea correcta, se recomienda realizar periódicamente la calibración de la concentración de actividad adquirida por el equipo. Adicionalmente, en el Hospital Clínico Universitario de Valencia (HCUV) se comprueba mensualmente la validez de dicha calibración, empleando un maniquí de actividad conocida.

El objetivo de este trabajo será evaluar la influencia que tiene el número de sucesos reconstruídos en la exactitud de la cuantificación de la imagen.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha empleado un maniquí cilíndrico y uniforme de 68-Ge, con actividad conocida, utilizado en el control de calidad diario del equipo PET/CT disponible en el HCUV (Discovery IQ5E-26cm, de General Electric). Empleando los mismos parámetros de adquisición y reconstrucción que en la prueba mensual, se han tomado varias imágenes de dicho maniquí, variando únicamente el tiempo de cada adquisición, eligiendo el número de sucesos totales como criterio de finalización. Se realizan adquisiciones considerando el número de sucesos que obtendríamos en la imagen cada tres meses de uso de la fuente, hasta alcanzar la fecha de reemplazo recomendada por el fabricante (2 años). Adicionalmente, se realizan tres adquisiciones con número muy bajo de sucesos, (equivalentes hasta a 5 años de vida de la fuente) para obtener imágenes PET con muy baja señal.

La actidad recuperada en cada adquisición se analiza sumando el valor de vóxel (en Bq/ml) de todos los que hay en una VOI que englobe la imagen de todo el maniquí. Se compara la actividad obtenida de esta manera con el valor teórico corregido al momento de la calibración. Según la prueba PET14 del protocolo de control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear (PECCMN) de 2020, las discrepancias no deben superar el 5%.

RESULTADOS

Según la Tabla 1, la diferencia entre la actividad recuperada en las diferentes adquisiciones y la actividad teórica está siempre dentro de la tolerancia establecida por el PECCMN. No obstante, puede observarse una ligera tendencia hacia la sobrestimación de la actividad recuperada con un bajo número de sucesos totales en la imagen, de más de un 2.5%.

Sucesos	Actividad reconstruída (MBq)	Actividad corregida a fecha de calibración (MBq)	Dif (%)
167889	43,204	55,78	1,18
133480	43,219	55,80	1,22
106123	43,262	55,86	1,32
84373	43,242	55,83	1,27
67081	43,282	55,88	1,36
53333	43,319	55,93	1,45
42402	43,319	55,93	1,45
33712	43,278	55,88	1,36
26803	43,3049	55,91	1,42
10574	38,5714	56,31	2,13
4171	38,6922	56,48	2,45
1646	38,7757	56,60	2,67
Calibración de la fuente de 68Ge (MBq)		55,13	

TABLA 1: actividad recuperada en función de los sucesos totales en cada imagen.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Viendo la diferencia entre la actividad obtenida en las diferentes imágenes y la actividad esperada se puede concluir que las imágenes PET adquiridas con una concentración muy baja de actividad estarán correctamente cuantificadas. A pesar de esto hay que tener en cuenta la ligera sobrestimación de la cuantificación a medida que se disminuye la señal en la imagen.

A nivel práctico se puede concluir a su vez que el maniquí suministrado para control de calidad del equipo será apto para testear periódicamente la calibración del PET/CT mas allá del periodo de uso recomendado por el fabricante para el control diario.

VERIFICACIÓN DE UNA APLICACIÓN COMERCIAL DE CÁLCULO DE DOSIS EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN DE HEPATOCARCINOMAS CON MICROESFERAS DE Y-90

Sánchez López, R. (1); Guisande Fernández, S. (2); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Yang, G. (1); Martínez Sánchez, M. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. (1); De La Monja Rey, P. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); Sáez Beltrán, M. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz; (2) Universidad de Salamanca

INTRODUCCIÓN

Existen aplicaciones comerciales que implementan un cálculo de dosis voxelizado en terapia de radioembolización de tumores hepáticos con microesferas de ^{90}Y. El cálculo se basa en la distribución de este radionucliedo obtenida con el estudio PET que se realiza al paciente tras el tratamiento. La verificación experimental de estas soluciones comerciales es difícil de realizar por la imposibilidad de llevar a cabo las medidas pertinentes. Por tanto, la mejor opción es utilizar simulaciones Montecarlo.

En este trabajo se ha evaluado la aptitud de la aplicación comercial MIM para estimar la dosis absorbida depositada por ^{90}Y en las esferas del maniquí NEMA por comparación con la simulación del mismo maniquí en Montecarlo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Por un lado se han rellenado las esferas del maniquí IEC Body Phantom Set de NEMA con una concentración de actividad C=26,62 MBq/ml de citrato de ^{90}Y en el momento de la adquisición, manteniendo el fondo frío (figura 1).

La adquisición se ha realizado en un equipo PET Biograph Vision 450 de Siemens con el protocolo habitual para este tipo de estudios. Las imágenes se han reconstruido mediante un algoritmo PSF+ToF 4i5s con corrección por decay, atenuación y scatter.

Para estimar la dosis, se han analizado estas imágenes con el workflow ^{90}Y LDM dose calculation de MIM (Mimsoftware v. 7.3.5); el workflow ha proporcionado la dosis promedio en cada esfera.

Por otro lado, se ha simulado este montaje experimental mediante el código Montecarlo PENELOPE (Universitat de Barcelona, v. 2018). Se han lanzado 10^9 historias con una energía de corte de 10 keV y un tamaño de vóxel de 1,2 mm^3. A partir de la energía promedio $/barE$ depositada por partícula calculada con PENELOPE y de la concentración inyectada, la dosis absorbida $/barD$ promedio en cada esfera es

$$/barD = /frac/barE/cdotC/lambda/cdot/rho,$$

con $/lambda$ la constante de desintegración del ^{90}Y y $/rho$ la densidad del agua.

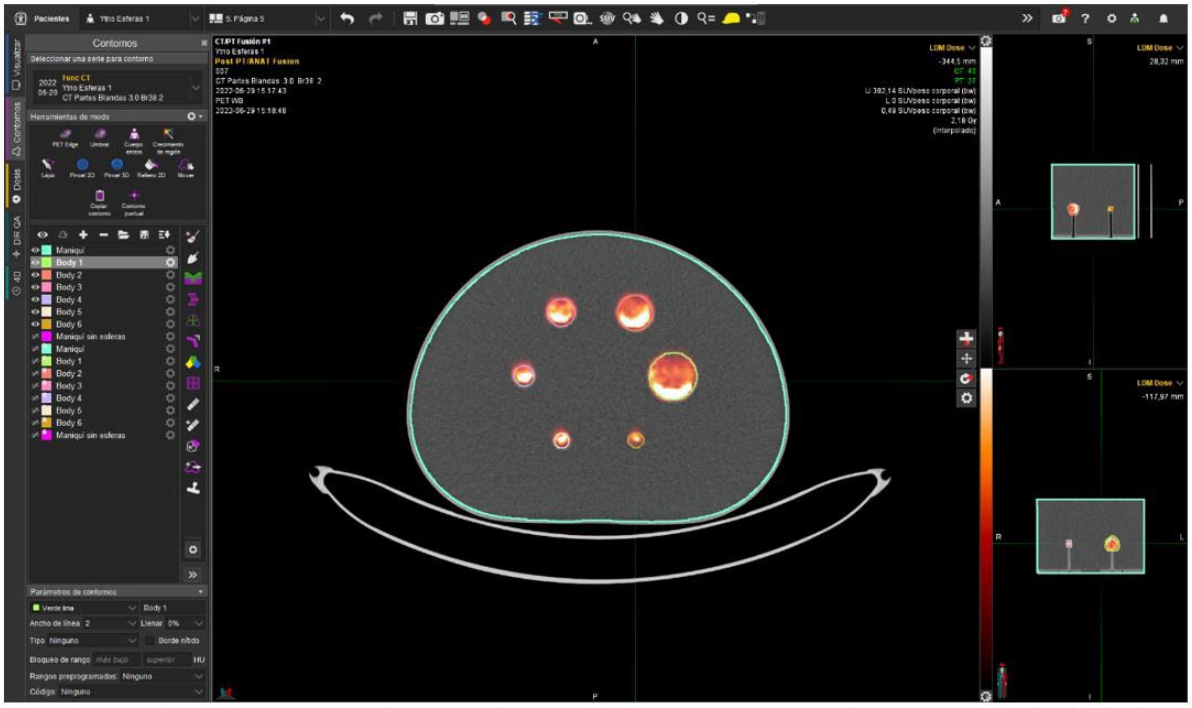


Figura 1. Fusión en MIM NM+CT del maniquí de esferas NEMA, con las esferas rellenas de una disolución de ^{90}Y.

RESULTADOS

La tabla 1 muestra la dosis absorbida promedio obtenida con MIM, la calculada con PENELOPE y la diferencia entre ambas.

Diámetro de cada esfera (mm)	Dosis absorbida promedio estimada con MIM (Gy)	Dosis absorbida promedio calculada con PENELOPE (Gy)	Cociente de dosis MIM vs PENELOPE
37	1027	647	1,58
28	1002	269	3,72
22	909,1	125	7,27
17	805,9	54,1	14,9
13	611,8	22,2	27,6
10	481,6	8,93	53,9

Tabla 1. Dosis absorbida promedio en cada una de las esferas del maniquí NEMA calculadas con MIM y con PENELOPE.

DISCUSIÓN

La dosis promedio obtenida con MIM difiere bastante de la calculada con PENELOPE. La dosis en la esfera de mayor diámetro es la que mejor relación guarda (1,58 veces más dosis con MIM frente a PENELOPE). La diferencia de dosis en las esferas de 28 y 22 mm es de un orden de magnitud y, en el resto de las esferas, de hasta dos órdenes de magnitud.

La principal razón de esta discrepancia se atribuye a la inhomogeneidad de la distribución de actividad en las esferas (figura 1). La incertidumbre del activímetro en caso de emisores beta puros como el ^{90}Y o el contorneo de las esferas en MIM son factores que pueden haber incrementado también las diferencias de dosis.

CONCLUSIONES

En objetos grandes, MIM reproduce aceptablemente la dosis calculada por métodos Montecarlo dentro de las incertidumbres consideradas. Sin embargo, para objetos de dimensiones reducidas, los resultados de este trabajo no son concluyentes y es conveniente repetirlo considerando disminuir las incertidumbres señaladas.

SIMULACIÓN MONTECARLO DEL MANIQUÍ DE ESFERAS NEMA CON Y-90

Sánchez López, R. (1); Barroso Miranda, M. (1); Guisande Fernández, S. (2); Yang, G. (1); Pérez Marcos, P. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Rojo Navarrete, D. (1); García Riñón, D. (1); Alonso Delgado, I. (1); Galiano Fernández, P. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); De La Monja Rey, P. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz; (2) Universidad de Salamanca

INTRODUCCIÓN

La dosimetría en los tratamientos de medicina nuclear es una tarea cada vez más frecuente debido a la progresiva personalización de los procedimientos. Esta personalización es especialmente relevante en la terapia de radioembolización de tumores hepáticos con microesferas de ^{90}Y.

El cálculo de dosis suele realizarse utilizando aplicaciones comerciales. Verificar este tipo de cálculos es una tarea complicada por la imposibilidad de realizar medidas experimentales. Una verificación alternativa es emplear simulaciones Montecarlo.

En el Hospital Universitario La Paz se desea establecer un protocolo de verificación de aplicaciones comerciales de cálculo de dosis en medicina nuclear. Para ello se ha realizado una simulación Montecarlo de una geometría sencilla: el maniquí IEC Body Phantom Set de NEMA con las esferas rellenas de ^{90}Y.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el código de Montecarlo PENELOPE (Universitat de Barcelona, v. 2018) para simular el maniquí de esferas NEMA rellenas de ^{90}Y. El fantoma de cuerpo se ha modelado como un cilindro de 13 cm de radio y 19,4 cm de altura relleno de agua, sin inserto de pulmón. La diferencia de este con el maniquí real, que posee forma no cilíndrica, no es relevante en

el resultado debido al limitado rango de los electrones del ^{90}Y en agua. Se han modelado las 6 esferas rellenas de agua en un plano a 7 cm de una de las bases del cilindro, distribuidas regularmente en una circunferencia de radio 5,7 cm. No se ha definido el grosor de las paredes del fantoma, ni de las esferas ni los conductos que conectan las esferas con el exterior.

Se han implementado las esferas como fuentes radiactivas de ^{90}Y, haciendo uso de la subrutina PenNuc de PENELOPE. Las características del ^{90}Y se han obtenido de la base de datos NUCLEIDE (lnhb.fr/Laraweb).

La simulación ha consistido en 10^9 historias con una energía de corte en 10 keV, y la caja de deposición de dosis se definión como un paralelepípedo de 26x26x3 cm^3, con un tamaño de vóxel de 1,2 mm^3. La simulación se lanzó en un equipo de sobremesa Intel Core i5-8500 @ 3 GHz y 8 GB de memoria, que no estaba reservado específicamente para esta tarea.

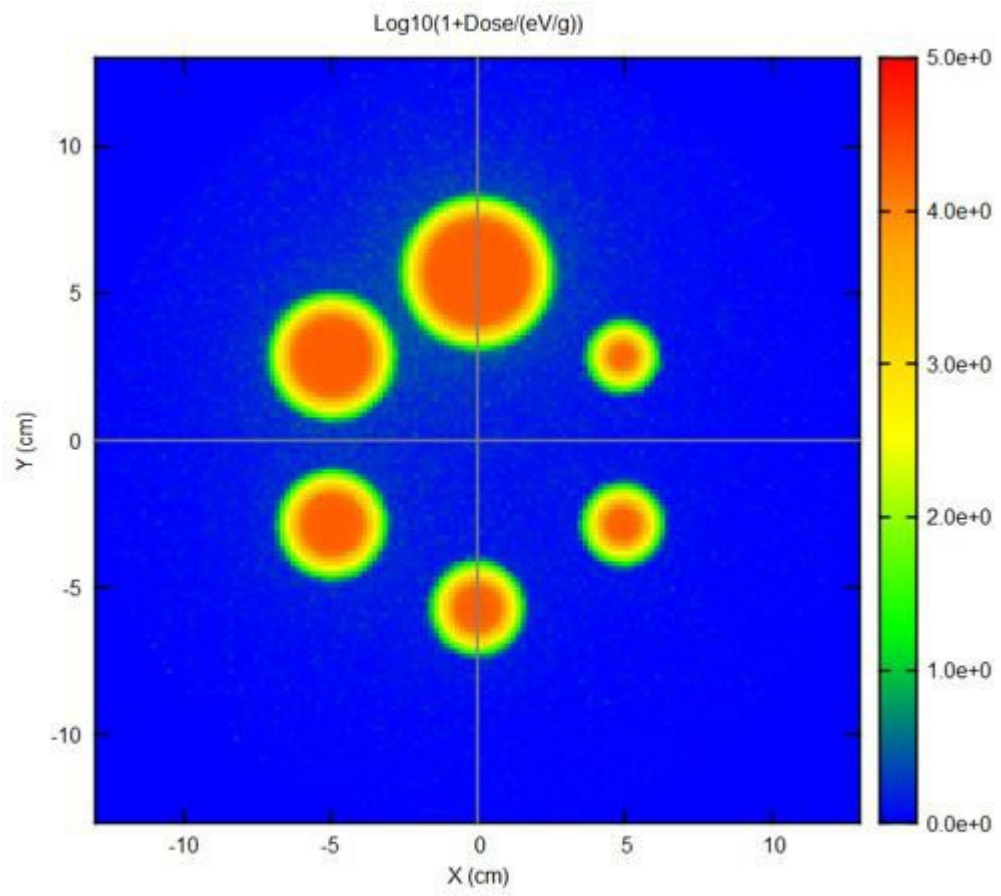


Figura 1. Distribución de dosis absorbida en el plano de las esferas.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra la energía promedio depositada en cada esfera y la incertidumbre en el cálculo de la misma. El tiempo de duración de la simulación fue de $5{,}38 \cdot 10^5$ s.

Diámetro de cada esfera (mm)	Energía promedio depositada (keV)	Incertidumbre en la energía (keV)	Incertidumbre relativa (%)
37	461,19	0,05	0,01
28	192,17	0,04	0,02
22	89,10	0,03	0,03
17	38,56	0,02	0,05
13	15,76	0,01	0,06
10	6,372	0,007	0,11

Tabla 1. Energía promedio por partícula depositada en cada esfera junto con su incertidumbre asociada calculada con PENELOPE.

DISCUSIÓN

Se corrobora que es factible llevar a cabo este tipo de simulaciones sencillas en un ordenador de sobremesa sin altas prestaciones y utilizado para otras tareas simultáneamente. La duración de la simulación, de una semana aproximadamente, ha producido resultados con incertidumbres suficientemente bajas. Por tanto, se puede considerar disminuir en futuras simulaciones el número de historias y, por ende, el tiempo de cálculo.

CONCLUSIONES

Se ha conseguido simular por Montecarlo un modelo del maniquí de esferas NEMA. Esta simulación es un primer paso hacia un control de calidad de aplicaciones comerciales de cálculo dosis absorbida en tratamientos con ^{90}Y.

COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE RECONSTRUCCIÓN EN PET/CT: IMPACTO EN LA CALIDAD DE IMAGEN Y CUMPLIMIENTO DE LOS ESTÁNDARES EARL

Martin-Vaello, R. R. (1); Derecho Torres, F. (1); Perucha Ortega, M. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

La reconstrucción en imágenes PET es clave en la cuantificación y calidad de imagen tanto en la práctica clínica como en ensayos clínicos. La calidad de imagen depende en gran medida de los métodos de reconstrucción utilizados. La pertenencia a un programa de acreditación, como el EARL (EANM, European Association of Nuclear Medicine), garantiza la estandarización en la cuantificación y calidad de imagen entre diferentes centros.

El objetivo de este trabajo es analizar la capacidad de distintas reconstrucciones iterativas y QClear para cumplir los estándares EARL, analizando su impacto en los coeficientes de recuperación (RC) y su evolución temporal.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron los resultados de la prueba Image quality QC con el maniquí NEMA IEC Body Phantom para realizar las adquisiciones en un equipo PET/CT (5-Ring GE Discovery MI).

Se calcularon las métricas RC_peak, RC_max y RC_mean (definidos según EARL) para seis esferas (37, 28, 22, 17, 13, 10 mm de diámetro), en reconstrucciones iterativas (Filter Cutoff: 2.0–8.0) y QClear (β: 350, 300, 400, y ClearHD). Se comparó los resultados con los criterios de la acreditación EARL Standard 2, y se realizó comparaciones no paramétricas (Mann-Whitney) para evaluar diferencias entre los tipos de reconstrucción (Iterativas y QClear).

RESULTADOS

La mayoría de las reconstrucciones cumplieron los criterios de EARL, excepto en esferas pequeñas. La reconstrucción iterativa con Cutoff 6.0 fue la única que cumplió todos los estándares en todas las métricas RC y para todos los tamaños de las esferas (Imagen1, RC_peak valores más representativa).

N.º protocolo	Protocolo TC A-D	Protocolo TC E (dual)
1	1.1. Cráneo rutina sin CIV SAS (601-12539-2898-1073)	1.7 Cráneo helicoidal sin CTE (236)
2	6.23 P8, Abdominopélvico Rutina (785-2724-545-597)	6.57 GSI P8 Abdominopélvico Rutina - 0.5 (471)
3	5.1 Tórax Rutina (576-263-895-177)	5.23 Tórax Rutina Nuevo (640)
4	5.11 TEP (96-1157-14-30)	5.9 GSI TEP (54)
5	1.11 Código ICTUS (cráneo, Angio, Perfusión) SAS (45-1269-0-33)	1.1 Protocolo ictus (cráneo+TSA+perfusión) (4)

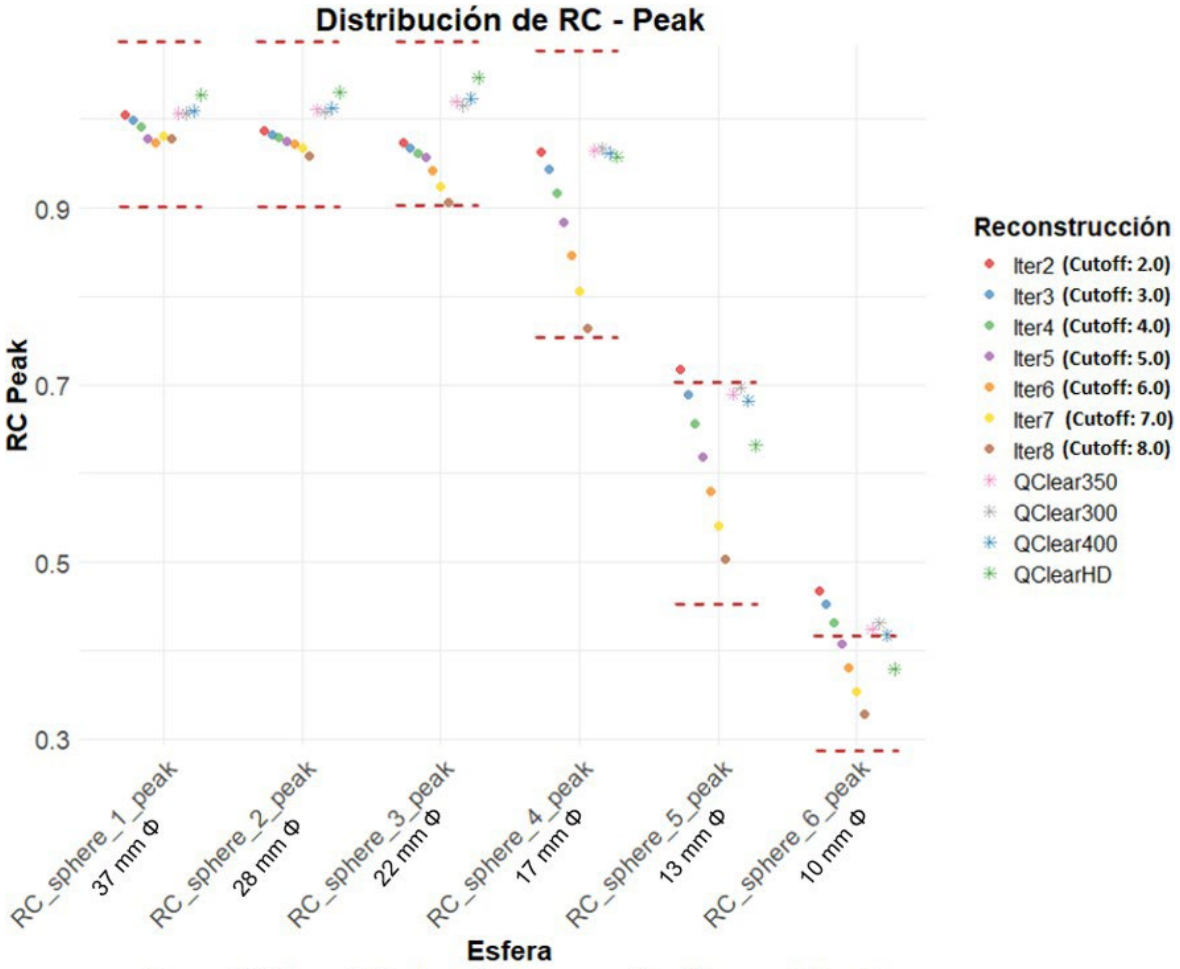


Imagen 1. Valores RC_Peak según reconstrucción y diámetro de la esfera

En la comparación entre tipos de reconstrucción (iterativas y QClear), sólo se observaron diferencias significativas ($p<0.05$) en la comparación no paramétrica Mann-Whitney para RC_peak en las esferas de mayor diámetro (Imagen 2).

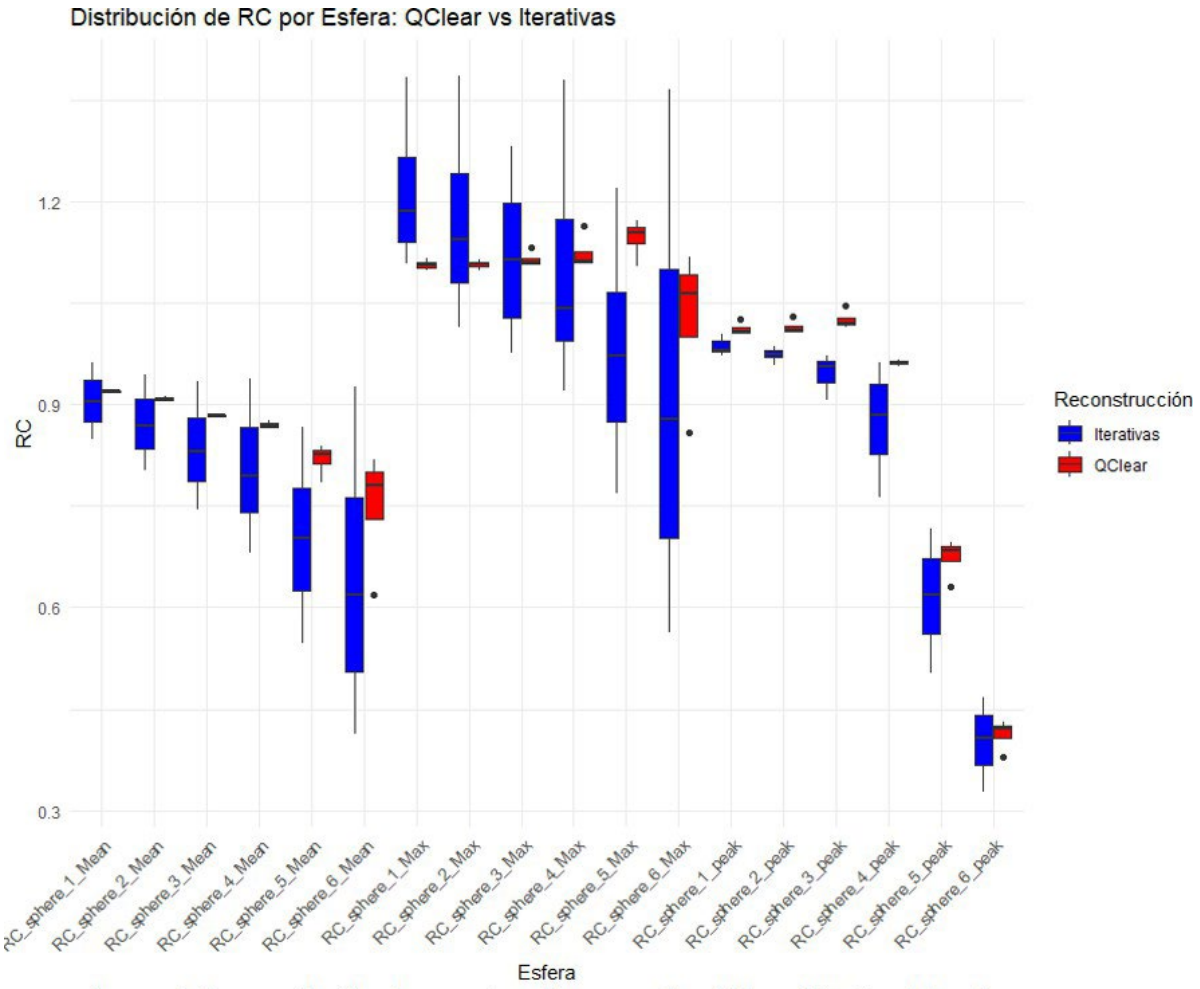


Imagen 2. Comparativa tipo de reconstrucción para cada métrica y diámetro de la esfera
(Esfera 1: 37mm; Esfera 2: 28; Esfera 3: 22mm; Esfera 4: 17mm; Esfera 5: 13mm; Esfera 6: 10 mm)

La evaluación de la estabilidad temporal mostró valores de coeficiente de variación inferiores al 5% excepto en el año 2023 (CV>10% para la esfera 4, 14 mm de diámetro).

DISCUSIÓN

Las reconstrucciones con filtros Cutoff menores mostraron desviaciones notables en las métricas RC_mean y RC_max en esferas pequeñas, comprometiendo la cuantificación. QClear mostró resultados similares a las iterativas excepto para RC_peak en las esferas grandes.

La reconstrucción con valores más favorables para el cumplimiento de los criterios del certificado EARL son los correspondientes a la iterativa Cutoff 6.0, posiblemente mejor balance ruido-resolución. Se observó mayor dispersión entre las distintas reconstrucciones para esferas menores al ser más sensibles al ruido y efecto de volumen parcial.

CONCLUSIÓN

La reconstrucción elegida es clave para cumplir con los criterios de la acreditación EARL.

Reconstrucciones que aumentan la resolución espacial, aumentando a su vez el ruido de la imagen, muestran valores de los coeficientes de recuperación fuera del rango requerido para las esferas de menor tamaño.

Las reconstrucciones QClear demostraron ser comparables a las iterativas en la mayoría de las medidas, existen diferencias dependientes del tamaño del objeto medido y de la métrica RC empleada.

La consistencia temporal es alta, exceptuando una medida puntual, lo que nos indica estabilidad del sistema.

COMPARACIÓN DE DOSIS PRE Y POST TRATAMIENTO EN TUMORES HEPÁTICOS USANDO ESFERAS DE VIDRIO DE 90Y

Delgado Espinosa, S. (1); Perucha Ortega, M. (1); Juan Martos, E. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

La radioembolización con esferas de ^{90}Y es un tratamiento para tumores hepáticos en el que la dosimetría comprende dos partes; una previa a la administración de ^{90}Y, cuyo objetivo es predecir la distribución de las microesferas de ^{90}Y usando ^{99m}Tc-MAA para determinar la actividad a administrar, y otra posterior a ella para determinar la dosis recibida. En el estudio se comparan las diferencias dosimétricas pre y post tratamiento para los distintos compartimentos en que se divide el volumen hepático.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyen los pacientes tratados en el HUVR con microesferas de vidrio de ^{90}Y desde 2020 hasta junio de 2024 (n=45). Todos los pacientes se han sometido a la administración de ^{99m}Tc-MAA y, tras ello, se ha adquirido una imagen planar para calcular el shunt pulmonar y un SPECT/CT (Symbia Intevo Bold). Tras administrar el ^{90}Y se obtiene una imagen PET/CT (GE Discovery MI) para determinar la dosis impartida. Se usa el software Simplicit^{90}Y, basándose en el modelo multicompartimental, para el cálculo. Quedan excluidos los pacientes con varias localizaciones de volumen menor a 10 cm^3 por no conseguir un buen registro y para evitar el efecto de volumen parcial. También se excluyen los pacientes con diferente posicionamiento del catéter entre pre y post.

RESULTADOS

Estimando la diferencia de dosis media entre pre y post tratamiento mediante el error relativo se observa que para tumor los resultados se ajustan al 20% (figura 1) y se obtiene un valor promedio de 11,4 %. Para volumen perfundido (lóbulo hepático que contiene al tumor), tejido sano e hígado las diferencias promedio son 10,7%, 11% y 13%, respectivamente.

Se realiza un análisis estadístico según la prueba t para muestras relacionadas. El estadístico t y su valor p asociado quedan recogidos en la tabla 1, mostrando que existe una diferencia significativa entre la dosis pre y post en tumor, tejido sano e hígado y que no se debe al azar.

	Tumor	Vol. perfundido	Tejido sano	Hígado
Estadístico t	6,02	2,80	4,69	4,63
p-valor	$3{,}18\cdot10^{-7}$	$7{,}56\cdot10^{-3}$	$2{,}65\cdot10^{-5}$	$3{,}26\cdot10^{-5}$

Tabla 1: Valores del estadístico t y el p-valor.

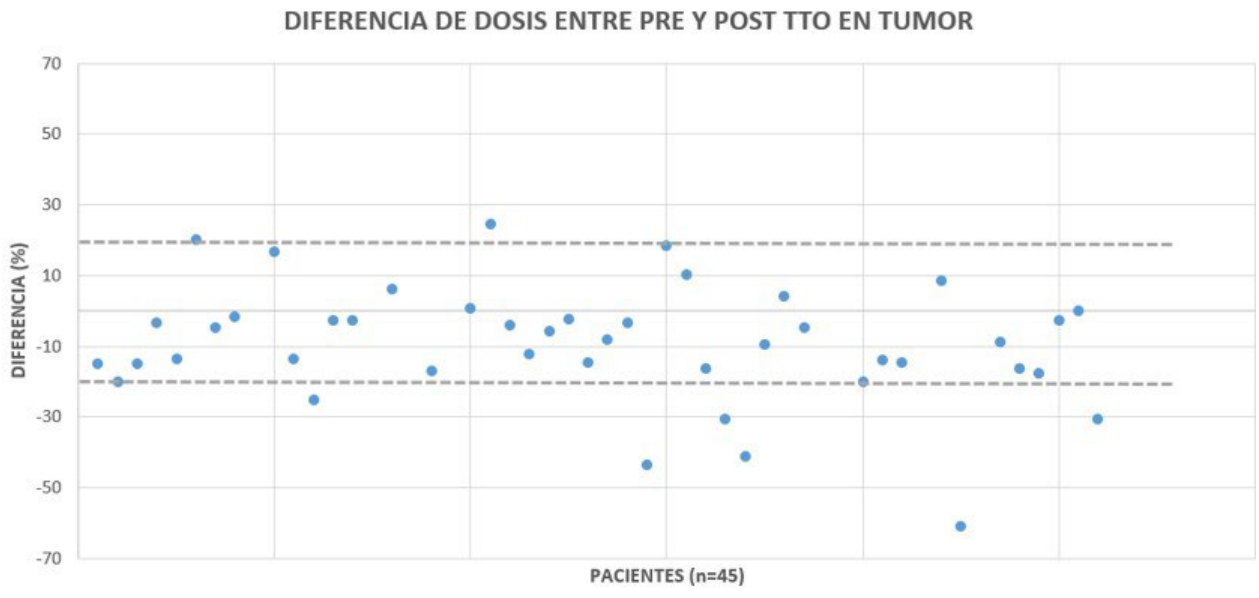


Figura 1: Diferencia de dosis en pre y post tratamiento para tumor.

DISCUSIÓN

Las diferencias observadas pueden deberse a la dificultad para registrar adecuadamente las imágenes empleadas en los cálculos, influenciada por deformaciones de las estructuras entre el SPECT y el PET, así como por la distinta resolución entre ambas modalidades. Además, existen otras fuentes de incertidumbre, documentadas en la bibliografía (Dosimetry for

Radiopharmaceutical Therapy–IAEA 2024), como la distribución desigual de los MAA y las esferas de ^{90}Y, junto con la delimitación tumoral basada en umbrales de captación. La ausencia de significación estadística en las variaciones del volumen perfundido podría explicarse por una compensación de actividad entre tumor y tejido sano en el registro.

CONCLUSIÓN

Las diferencias de dosis encontradas en el estudio son estadísticamente significativas y concuerdan con la bibliografía (Haste et al. 2016). Aunque los resultados clínicos obtenidos con la radioembolización son buenos, reducir las incertidumbres del tratamiento mejorarían la calidad del mismo.

DOSIS DERIVADA A LA VESÍCULA BILIAR EN TRATAMIENTO DE RADIOEMBOLIZACIÓN CON MICROESFERAS DE VIDRIO DE Y-90

Juan Martos, E. (1); Perucha Ortega, M. (1); Delgado Espinosa, S. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

La radioembolización con microesferas de Y-90 es un tratamiento seguro y extendido para hepatocarcinomas y metástasis hepáticas, pero puede haber complicaciones si las microesferas se desvían a tejidos sanos. Aunque ya se controla la derivación pulmonar, la irradiación de la vesícula biliar a través de la arteria cística cerca del tratamiento puede causar colecistitis y otras afecciones graves.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han estudiado 12 tratamientos a 10 pacientes sometidos a radioembolización escogidos de un total de 45, con el objetivo de vigilar la radiación inducida en este órgano y extremar las precauciones en próximas intervenciones con Y-90. Esta elección se ha basado en la proximidad de la zona tumoral a la vesícula biliar y a la arteria cística. Se ha utilizado el modelo multicompartimental para el cálculo dosimétrico mediante el software Simplicit90Y, estimando la dosis absorbida en los volúmenes de interés, tanto pre-tratamiento con imágenes de SPECT de macroagregados de Tc-99m, como post-tratamiento con imágenes de PET de la dosis depositada de Y-90.

RESULTADOS

			MMA Tc-99m	Y-90
ACTIVIDAD (MBq)		Promedio	1,86	1,86
		Rango	0,75 – 4,38	0,75 – 4,38
DOSIS (Gy)				
	Tumor			
		Promedio	372,77	321,82
		Rango	182,7 – 535,6	51,7 – 464,4
	Vesícula Biliar			
		Promedio	44,24	40,34
		Rango	2,3 – 178,6	0,8 – 106,2

Tabla1. Promedio y rango de la actividad y las dosis en los principales volúmenes de estudio.

	VOLÚMENES (cm^3)		ACTIVIDAD (MBq)	DOSIS (Gy)				Diferencia (%)	Diferencia vesícula-tumor %
Paciente	Tumor	Vesícula Biliar	Inyectada Y-90	Tumor MAA Tc-99m	Tumor Y-90	Vesícula Biliar MAA Tc-99m	Vesícula Biliar Y-90	Diferencia dosis vesícula pre y post	Porcentaje dosis derivada a la vesícula
1	45,6	62,6	0,75	535,2	456,7	102	106,2	4,12	23,25
2	105,8	24,2	1,5	189,1	51,7	33,3	6,6	-80,18	12,77
3 (1º)	191,3	45,4	2,2	439,5	400,8	2,3	0,8	-65,22	0,2
3(2º)	103,3	45,4	1,5	502,3	413	10,5	42,8	307,62	10,36
4 (1º)	362,8	25,6	4,38	369,3	464,4	29,6	7,2	-75,68	1,55
4 (2º)	219,7	24,2	2,13	272,4	306,2	35,3	95,7	171,1	31,25
5	52,5	42,4	1,66	535,6	450	17,9	17,6	-1,68	3,91
6	315,8	15,5	2,29	269,1	229,1	7,6	52,9	596,05	23,09
7	168,1	40,3	2,24	437,7	257	5	31,9	538	12,41
8	63,9	14,8	1,38	419,2	360,5	178,6	74,1	-58,51	20,55
9	17,9	84,8	1,5	321,1	306,5	59,3	26,4	-55,48	8,61
10	101,4	24,7	0,82	182,7	165,9	49,4	21,8	-55,87	13,14

Tabla2. Volúmenes y dosis calculadas con Simplicit90Y a partir de las actividades inyectadas de MAA de Tc-99m y posteriormente de radioembolización de Y-90. A la derecha encontramos el porcentaje de la dosis prescrita en el tumor que se ha derivado en la vesícula.

DISCUSIÓN

La dosis prescrita a tumor de los pacientes 1 y 8 se redujo antes del tratamiento, al considerar en los cálculos dosimétricos previos una dosis elevada en la vesícula, dando como resultado una dosis segura de Y-90 (ver tabla 1). En el resto de casos, no se observó una dosis excesivamente alta en vesícula, no superando en ningún caso los 129 Gy a partir de los cuales se encontraron efectos adversos graves en la bibliografía (Ropcuoglu et. Al, 2019). La dosis media de Y-90 obtenida en vesícula ha sido de 40,34 Gy, quedando por debajo de los 96,7 Gy de dicho artículo.

El porcentaje de dosis de Y-90 prescrita al tumor que recibió la vesícula biliar no superó el 31,25%, con una mediana del 12,52%. Se hallaron discrepancias entre la estimación de dosis de MAA Tc-99m y Y-90, tanto en el tumor como en la vesícula, superando el 100% en algunos casos. Esto podría deberse a falta de precisión en el registro de imagen o a un posicionamiento distinto del catéter, por lo que se deben extremar precauciones en ambos momentos del tratamiento.

CONCLUSIONES

La proximidad de la vesícula biliar en algunos tumores en el tratamiento de radioembolización hepática hace necesario extremar las precauciones dosimétricas. Es fundamental asegurar que la dosis absorbida por este órgano se mantenga dentro de rangos seguros para minimizar el riesgo de toxicidad y prevenir complicaciones como la colecistitis.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE DOS SOFTWARES DE CÁLCULO DE DOSIS EN RADIOEMBOLIZACIÓN CON 90Y: RESULTADOS DOSIMÉTRICOS BASADOS EN HISTOGRAMAS

Pena Vaquero, S. (1); Andrés, C. (1); Villar, C. (1); Montoya, P. (1); Sánchez, M. (1); Soto, R. (1); Pérez, F. (1); Hurtado, A. E. (1); Bosch, T. (1); Ortega, J. (1); Viñé, D. (1); Agulla, M. (1); Donis, S. (1); Miguel, D. (1); Antón, D. (1); Del Castillo, Á. (1); Alonso, D. (1); De Frutos, J. M. (1); Torres, R. (1)

(1) Hospital Clinico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

Una de las opciones terapéuticas para combatir los tumores hepáticos es la radioterapia interna selectiva. Ésta consiste en radioembolización con microesferas de ^{90}Y, ya sean de resina o vidrio, por vía arterial, que circularán hasta la vasculatura hepática quedando alojadas en el lecho tumoral.

Existen diversos softwares especializados en el cálculo de dosis para este tipo de tratamientos. Cada uno emplea un modelo distinto, lo que resulta en variaciones dosimétricas en los resultados obtenidos.

OBJETIVOS

Comparar dos programas de cálculo de dosis para radioembolización hepática con ^{90}Y analizando la dosis media recibida en las lesiones a partir de histogramas dosis-volumen (HDV).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan 30 tratamientos de radioembolización hepática con microesferas de vidrio de ^{90}Y en 22 pacientes, de los cuales 14 recibieron una administración y 8 dos administraciones en un mismo día. Tras la intervención, se adquiere una imagen PET/TC con contraste intravenoso para obtener la deposición de la actividad. Los softwares utilizados son RapidSphere (Varian Medical Systems) y Simplicit^{90}Y (Mirada Medical).

Con Simplicit^{90}Y, se realiza un registro rígido o deformable vinculando el estudio post-tratamiento al TC de planificación con contraste. Se conservan las estructuras iniciales de planificación, contorneando a mayores el volumen perfundido de ^{90}Y que contiene la actividad real administrada con un umbral del 2%, para eliminar el ruido. La dosis media de cada lesión se calcula empleando un modelo multicompartimental a partir de la integración del HDV.

RapidSphere genera la matriz de dosis a partir de la actividad administrada en el PET/TC con contraste, considerando que la actividad se distribuye en el hígado expandido 2 cm. Se contornean las estructuras de las lesiones y se calculan sus dosis promedio según un modelo de cálculo de deposición local de dosis a nivel de vóxel.

RESULTADOS

Simplicit^{90}Y sobrestima las dosis en el tumor para ambos grupos, con un promedio del 19±50% superior en pacientes con una administración (P75 22%) y del 6±31% en pacientes con dos administraciones (P75 26%).

En el histograma se muestran los 30 tratamientos pacientes comparando los resultados de Simplicit^{90}Y frente a los de RapidSphere. En global, la mediana es de un 3% y el P75 es de 22%.

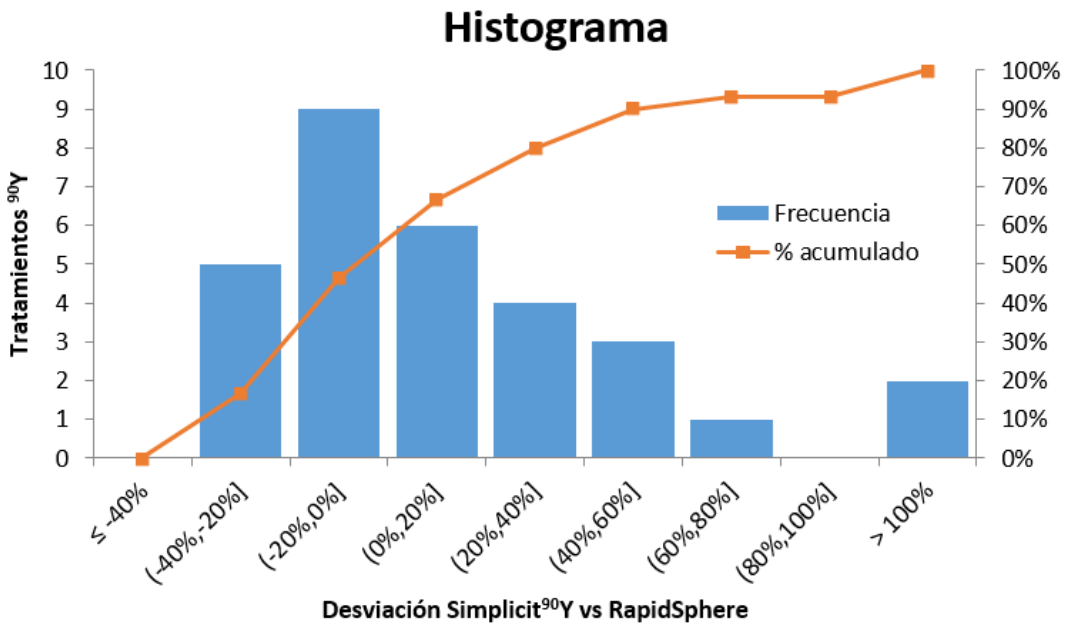
DISCUSIÓN

Ambos programas ofrecen resultados distintos, siendo superiores las dosis en Simplicit^{90}Y. Esto puede ser porque Simplicit^{90}Y utiliza un modelo multicompartimental que requiere un volumen perfundido y registros, rígidos o deformables, sobre el estudio de planificación para estimar la dosis, mientras que RapidSphere emplea un modelo de cálculo de deposición local de dosis a nivel de vóxel sobre el PET/TC post-tratamiento.

CONCLUSIONES

El cálculo de dosis sobre el PET/TC con contraste permite visualizar y calcular con precisión la deposición de actividad sobre el lugar deseado, eliminando los errores geométricos de las fusiones entre diferentes estudios.

La utilización de histogramas en el análisis ofrece una información superior en comparación con el enfoque tradicional de la dosis media. Esta metodología proporciona datos más precisos, ya que tienen en cuenta la heterogeneidad de la distribución.



ÁREA TEMÁTICA: RADIODIAGNÓSTICO DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

CONTROL DE CALIDAD DE UN SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS EN UN HOSPITAL UNIVERSITARIO

Mesa González, A. (1); Sánchez Casanova, R. M. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

Los sistemas de gestión de dosis archivan los parámetros técnicos de los estudios diagnósticos con radiaciones ionizantes, e incluso realizan estimaciones de parámetros dosimétricos, con el objetivo de optimizar la protección radiológica de los pacientes sometidos a dichos estudios. Las Sociedades Españolas de Física Médica y Protección Radiológica propusieron las bases para realizar el control de calidad de estos sistemas [1]. En este trabajo se propone un control de calidad para un sistema de gestión de dosis.

METODOLOGÍA

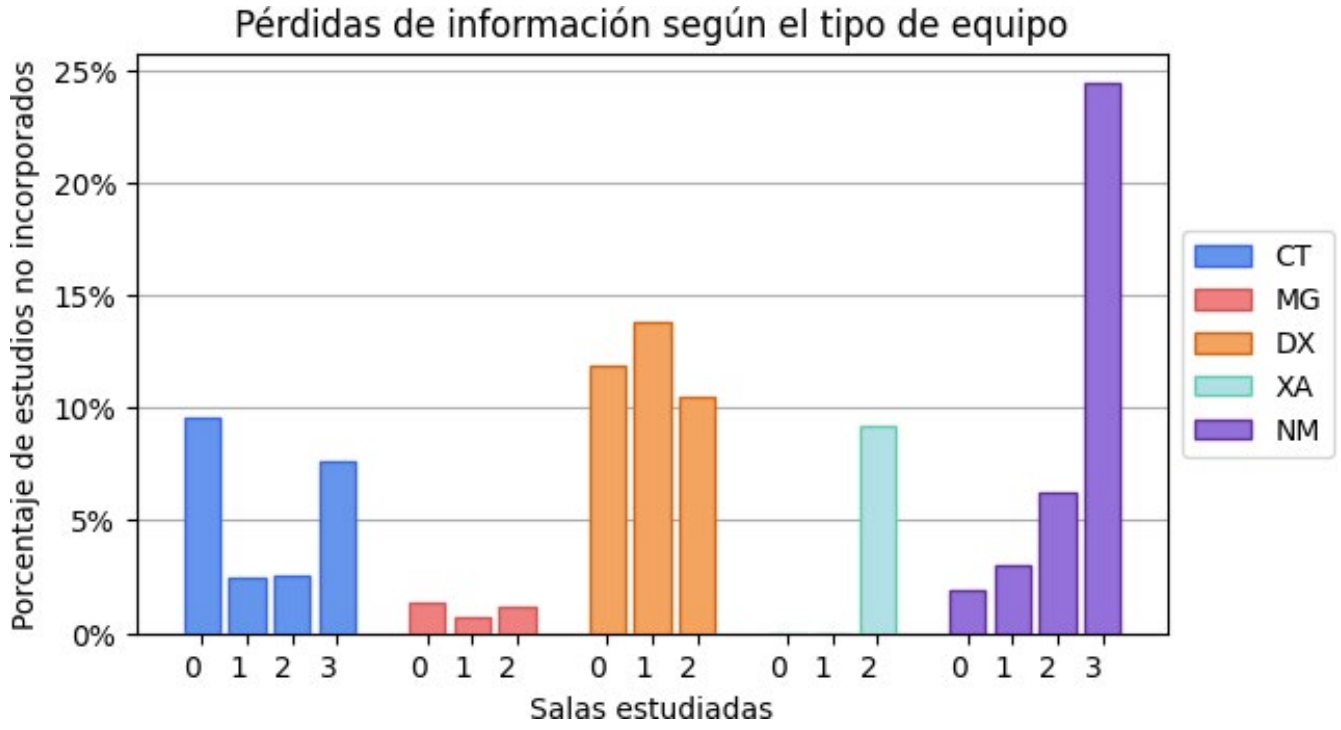
Basándonos en las recomendaciones Quality Assurance protocol for Dose Management Systems v1.0 [2] se ha comparado la información registrada en el sistema de gestión de dosis DOLQA (Dose On Line and Quality Assurance System) con lo registrado en el PACS perteneciente al Hospital Clínico San Carlos y sus centros asociados, durante el período de un mes.

Para cada estación de rayos X se comprueban los contenidos de una serie de cabeceras DICOM en función de la modalidad de la máquina seleccionando los protocolos más comunes y casos clínicos de interés (dosis más altas de la media, mayor número de imágenes...). Programas como Virtual Dose [3] son requeridos para el cálculo de dosis efectivas en CT.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Como se puede apreciar en la figura el sistema DOLQA manifiesta pérdidas en el número de estudios registrados en varias salas estudiadas. En algunos casos ha sido por deficiente identificación de los pacientes y en otros casos por una incorrecta configuración de los protocolos que no enviaban por defecto la información de dosis de radiación.

Para la modalidad de radiografía de proyección (DX) no registra la parte del cuerpo irradiada. El desacuerdo entre dosis efectivas estimada por el sistema de gestión de dosis frente al cálculo con Virtual Dose resultó inferior al 20% de media (28%–0%) dependiendo de la zona irradiada.



CONCLUSIÓN

El protocolo verifica la necesaria equivalencia entre los datos de referencia contenidos en las cabeceras DICOM de las imágenes clínicas pertenecientes al PACS con las magnitudes expuestas en la interfaz del sistema de gestión de dosis.

Gracias a este control se han detectado pérdidas de información del sistema de gestión de dosis al ser comparado con el repositorio sanitario PACS. Parte de las pérdidas se han solucionado habilitando el envío automático del informe estructurado de dosis en todos los protocolos.

BIBLIOGRAFÍA

Requisitos básicos para los sistemas de registro y gestión de dosis en pacientes sometidos a exploraciones de diagnóstico por imagen (2020). Revista De Física Médica, 21(1), 41-53. https://doi.org/10.37004/sefm/2020.21.1.004

E. T. Samara, N. Fitousi, H. Bosmans, Quality assurance of dose management systems, 99 (2022) 10-15. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.05.002

https://www.virtual-dose.com/

CARACTERIZACIÓN DE DOSÍMETROS OSL DE BEO EN RADIODIAGNÓSTICO

López Romero, A. (1); Corredoira, E. (1)

(1) Hospital Universitario de Guadalajara

INTRODUCCIÓN

Los dosímetros basados en luminiscencia ópticamente estimulada (OSL) son fundamentales en dosimetría médica. El óxido de berilio (BeO) destaca por su alta sensibilidad y estabilidad. Este estudio evalúa la repetibilidad, linealidad dosis-respuesta y dependencias energética y angular de dosímetros OSL de BeO, con el objetivo de determinar su aplicabilidad en radiodiagnóstico.

MATERIALES Y MÉTODOS

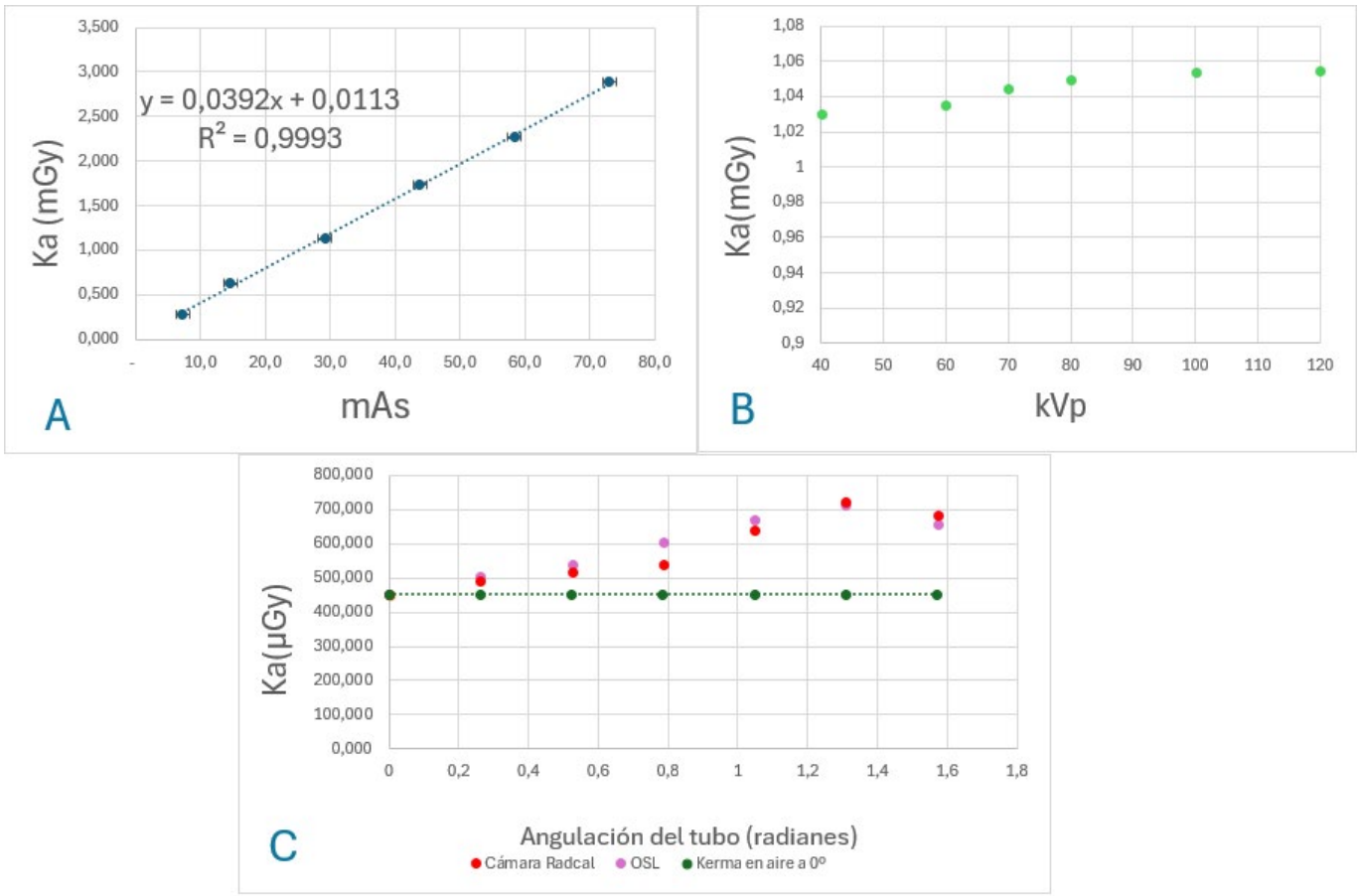


Figura 1. (A) Linealidad con la dosis. (B) Dependencia energética. (C) Dependencia angular.

La linealidad dosis-respuesta presentó un coeficiente de correlación excelente entre el Ka medido por los OSL y la carga del tubo (mAs), evidenciando una respuesta proporcional en un amplio rango de dosis, esencial para diversas situaciones clínicas (Fig.1A).

En cuanto a la dependencia energética, se observó una disminución en la respuesta de los dosímetros a energías inferiores a 60 kVp, siendo más notable a 40 kVp (Fig.1B), con una subestimación del 1,5% en comparación con la cámara de ionización. Este comportamiento es consistente con estudios previos que reportan una caída en la respuesta de dosímetros OSL a bajas energías.

Respecto a la dependencia angular, se detectó un incremento en la señal con el aumento de la angulación del haz, comportamiento similar al de la cámara de ionización, excepto a 45°, donde se registró una diferencia del 12% (Fig.1C).

CONCLUSIONES

Los dosímetros OSL de BeO demostraron ser precisos y fiables, con excelente repetibilidad, linealidad en un amplio rango de dosis, menor dependencia angular de lo esperado y una respuesta energética lineal, salvo a bajas energías. Su rendimiento sugiere su potencial aplicación en radiodiagnóstico, especialmente en dosimetría en tiempo real y control de calidad.

EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE UN DETECTOR DE PANEL PLANO DINÁMICO SEGÚN EL NUEVO PROTOCOLO DE LA EFOMP

Fernandez Iglesias, A. (1); Caudepon Moreno, F. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Miquelez Alonso, S. (1); García Iglesias, N. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Martín Veganzones, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Mañeru Cámara, F. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

En enero de 2024 la EFOMP (European Federation of Organisations for Medical Physics) publicó un nuevo protocolo de control de calidad de sistemas de imagen de rayos X dinámicos. En el apartado 6 de la sección B se propone realizar diversas pruebas a los detectores de panel plano y en este trabajo se presentan los resultados obtenidos para un detector empleado actualmente por una de las casas comerciales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las pruebas de control de calidad se han llevado a cabo en un equipo Artis icono floor (Siemens Healthineers). Se han obtenido la función respuesta, MTF, NNPS y las componentes del ruido en modo grafía y en modo escopia. Las medidas de kerma se han realizado con un NOMEX Multimeter de PTW.

Las imágenes en modo grafía se han adquirido desde modo servicio junto con el servicio técnico de la casa comercial. Desde este modo se puede disparar sin que entre en juego el control automático de brillo y se pueden elegir los parámetros libremente. Se han simulado las condiciones de medida descritas en la prueba B.6. del protocolo para la calidad del haz RQA5 (añadiendo un filtro de 0.6 mm de Cu).

Las imágenes en modo escopia se han adquirido desde el modo clínico, dado que el software del fabricante no contempla el guardado de las imágenes adquiridas con escopia desde el módulo de servicio. Para ello, se ha generado un protocolo específico con regulación automática de brillo, pero limitando al máximo las opciones de kV y filtraciones que puede añadir el equipo. En este caso la calidad del haz seleccionada ha sido la IPEM 70 con 2 mm de Cu de filtración añadida.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el control de calidad se muestran en las figuras 1 y 2. Se puede observar que la pendiente de la función respuesta es muy superior en modo escopia, lo cual es esperable dado que el rango de kermas en este modo es muy inferior y habitualmente es necesario aumentar la ganancia de los detectores para aprovechar todo su rango dinámico. Como consecuencia directa, el ajuste a una función potencial de la desviación estándar frente al kerma presenta una potencia muy por debajo de 0.5, lo cual sugiere una gran presencia de la componente electrónica del ruido.

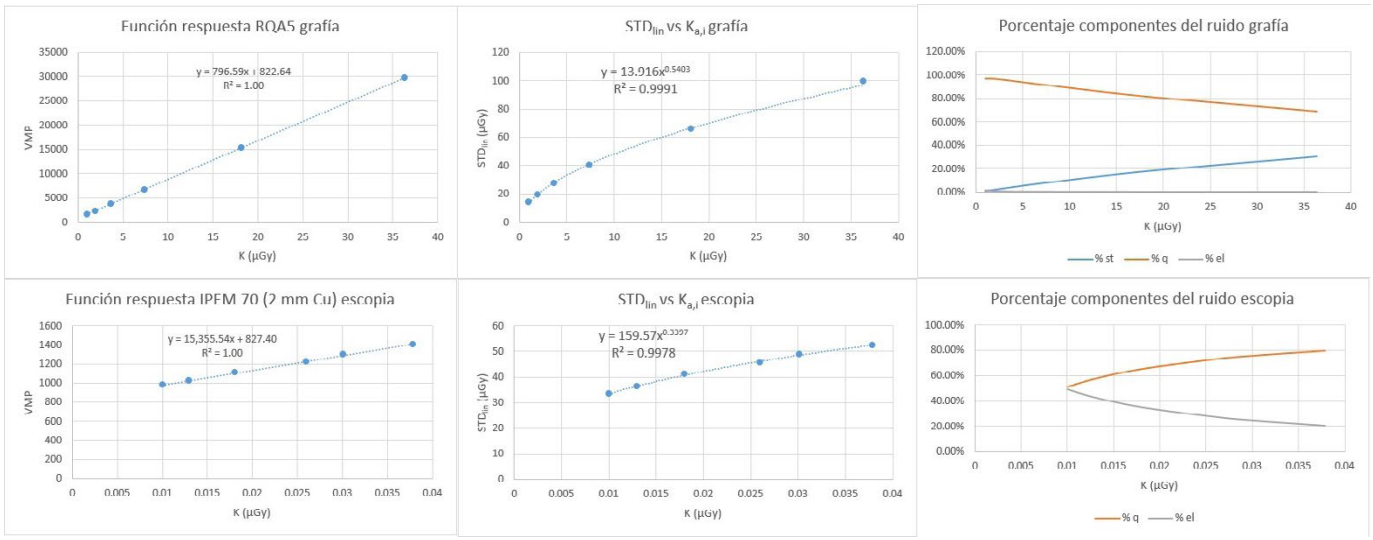


FIGURA 1. Funciones respuesta y análisis del ruido en modo grafía y en modo escopia.

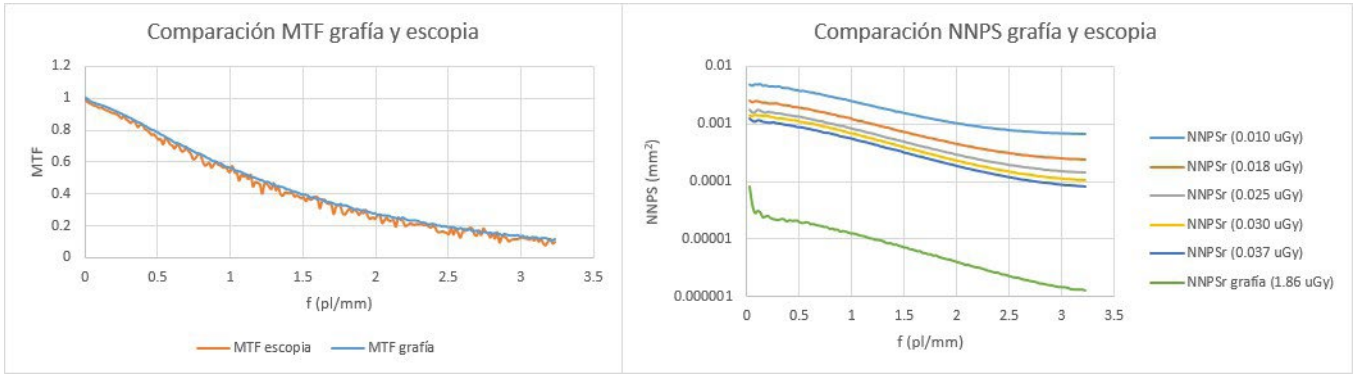


FIGURA 2. MTF y NNPS en modo grafía y en modo escopia.

CONCLUSIONES

Pese a la falta de flexibilidad que suelen presentar este tipo de equipos ha sido posible analizar la calidad de la imagen de un detector de panel plano dinámico en términos de Fourier. Los resultados obtenidos concuerdan con el comportamiento que se esperaría de este tipo de detectores.

NIVELES DE REFERENCIA LOCALES PARA EXTREMIDADES EN RADIOLOGÍA GENERAL

Gonzalez Pose, A. (1); Medina Jimenez, E. (1); Facal Molina, I. (1); Pombar Cameán, M. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio es presentar los resultados obtenidos al establecer niveles de referencia locales (NDR_L) para diferentes exploraciones de extremidades en radiología general dentro del Área Sanitaria de Santiago de Compostela. Las extremidades seleccionadas fueron el hombro (extremidad superior) y la rodilla (extremidad inferior), ya que representan

dos de las exploraciones más frecuentes realizadas en Atención Primaria en esta área. La determinación de los NDR_L

permitirá optimizar las dosis de radiación, especialmente dada la ausencia de NDR internacionales para estas combinaciones específicas de exploración y modalidad.

MÉTODOS

Se analizaron cinco salas de radiología general ubicadas en diferentes centros de atención primaria del área sanitaria. Las proyecciones evaluadas incluyeron rodilla (ambas rodillas AP , AP y LAT) y hombro (AP) realizadas entre 2023 y 2024.

El indicador de dosis empleado fue el producto dosis-área (PDA), siguiendo las recomendaciones del ICRP 135. Los NDR_L se calcularon como la mediana de las medianas del PDA para cada proyección. Los datos se exportaron del software DoseWatch (General Electric), especializado en el registro de dosis a pacientes. Para el análisis, se diseñó un programa propio en Python.

RESULTADOS

En la tabla 1 se presenta la frecuencia de las exploraciones de hombro y rodilla en cada centro, en relación con el número total de estudios realizados durante el periodo analizado. En la tabla 2 se resumen los NDR_L obtenidos para cada exploración.

	Frecuencia de exploración (%)				
	Centro 1	**Centro 2**	**Centro 3**	**Centro 4**	**Centro 5**
Rodilla	7,2	9,2	9,3	7,9	12,1
Hombro	8,1	6,2	6,6	7,4	9,1

TABLA 1: Frecuencias de las exploraciones de rodilla y hombro para cada centro en el periodo 2023-2024.

	PDA (mGy.cm²)					
	Centro 1	**Centro 2**	**Centro 3**	**Centro 4**	**Centro 5**	**NDR_L**
Ambas rodillas AP	342	329	779	449	329	**342**
Rodilla AP	142	75	136	202	62	**136**
Rodilla LAT	139	106	148	174	171	**148**
Hombro AP	270	322	468	364	470	**364**
Hombro Axial	406	526	883	642	598	**598**

TABLA 2: Valores de PDA (mGy.cm2). Se muestra las medianas del PDA para cada exploración y cada centro. La última columna se corresponde con el NDR_L calculado como la mediana de las medianas de los PDA de cada centro para cada exploración.

DISCUSIÓN

Los resultados de la tabla 1 destacan la relevancia de establecer niveles de referencia, ya que las exploraciones de hombro y rodilla representan hasta el 12 % del total de estudios realizados en las salas de Atención Primaria.

En la tabla 2 se exponen las medianas del PDA por centro y los NDR_L finales calculados para cada exploración. Por ejemplo, el NDR_L para la proyección ambas rodilllas AP (342 mGy·cm²) es superior al de la proyección AP unilateral de rodilla (136 mGy·cm²), debido al mayor tamaño del campo requerido para incluir ambas rodillas.

En general, los NDR_L para las exploraciones de hombro son más altos que los de rodilla, lo cual se justifica por las técnicas radiográficas utilizadas, que implican mayores valores de kV y mAs recomendados en el caso del hombro.

CONCLUSIONES

Se establecieron niveles de referencia locales para dos exploraciones comunes en radiología general en centros de Atención Primaria: hombro y rodilla. Como objetivo futuro, se propone optimizar estos valores mediante la creación de **NDR_L de optimización**. Este proceso incluirá el análisis de otros parámetros clave como tamaños de campo e índices de exposición,

así como el uso de rejillas antidifusoras.

ESTIMACIÓN Y COMPARACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN ÚTERO EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA MEDIANTE DOSE QAELUM Y FETALDOSE

Corbalán Mirete, A. (1); Pérez Álvarez, M. E. (2); Zambrano Salas, E. (2); Rivas Morales, J. J. (2); Ruiz García, E. (2)
(1) Hospital General Universitario Santa Lucía; (2) Hospital General Universitario de Ciudad Real

INTRODUCCIÓN

En este estudio se comparan las estimaciones de dosis absorbida en útero (Dútero) para diferentes estudios de tomografía computarizada (TC) con Philips Ingenuity Core obtenidas mediante los sistemas DOSE (Qaelum) y fetaldose.org (Institute for Diagnostic and Interventional Radiology, Universidad de Zúrich).

MATERIAL Y MÉTODOS

De acuerdo con la clasificación del Proyecto DOPOES II, se seleccionaron los estudios de TC más practicados en nuestro centro.

Para dichos estudios de TC, de DOPOES II se recopilaron los niveles de referencia de dosis nacionales del producto dosis- longitud (PDLNRD). Para cada tipo de estudio se seleccionó una paciente mujer con producto dosis-longitud similar a PDLNRD.

- DOSE estimó Dútero considerando el espesor de la paciente, longitud de escaneo y kVp.
- De la base de datos de Qaelum se extrajo la longitud de escaneo y se calculó CTDIvol=PDLNRD/Long. Fetaldose utilizó CTDIvol, kVp y los límites superior e inferior de escaneo para estimar Dútero. Siguiendo un criterio conservador, se escogió una edad gestacional de 0-3 meses.

RESULTADOS

Ver Tabla 1.

Descripción DOPOES II	Nombre del protocolo (CT Philips)	Descripción del estudio (CT Philips)	Dútero DOSE (mGy)	Dútero Fetaldose 0-3 meses (mGy)	Diferencia (%)	¿Feto en haz de radiación?
TC CRANEAL	Cráneo hélice/Cabeza	TC cerebro sin contraste	0.11	0.00		No
TC TÓRAX-ABDOMEN	Tórax abd cte. 2 cajas/Tórax	TC tórax-abdomen-pelvis con contraste	25.44	34.82	36.87	Sí
TC ABDOMEN	Abdomen con cte./Abdomen	TC abdomen con contraste	17.21	19.80	15.05	Sí
TC ABDOMEN-PELVIS	Abdomen con cte./Abdomen	TC abdomino-pélvico con contraste	17.68	20.19	14.20	Sí
TC FACIAL/SENOS PARANASALES	Senos/cabeza	TC facial/senos sin contraste	0.07	0.00		No
TC TÓRAX	Tórax/tórax	TC tórax sin contraste	3.44	0.18	-94.77	No
TC LUMBAR (SELECTIVA)	C.Dorsal/Lumbar /Col. vertebral	TC columna lumbo-sacra sin contraste	30.33	45.09	48.66	Sí
TC CUELLO-TÓRAX-ABDOMEN-PELVIS	Tórax cuello abdomen cte./tórax	TC cuello-tórax-abdomen-pelvis con contraste	17.87	20.23	13.21	Sí
TC CERVICAL (SELECTIVA)	C. Cervical/Col. Vertebral	TC columna cervical sin contraste	0.13	0.00		No
DENTASCAN SIMPLE	Dental HR/cabeza	TC mandíbula sin contraste	0.08	0.00		No

DISCUSIÓN

- Los únicos estudios de TC en los que Fetaldose subestimó Dútero en comparación con DOSE fue aquellos donde el útero se encontraba fuera del haz de radiación. En 4 de los 5, Fetaldose estimó Dútero = 0 mGy, mientras que DOSE estimó Dútero = 0,07 mGy (TC facial/senos sin contraste); 0,08 mGy (TC mandíbula sin contraste); 0,11 mGy (TC cerebro sin contraste); 0,13 mGy (TC columna vertical sin contraste). La excepción fue TC tórax sin contraste (0,18 mGy Fetaldose vs. 3,44 mGy DOSE).
- En los estudios donde el útero se encontraba dentro del haz de radiación, Fetaldose sobreestimó Dútero en comparación con DOSE con una diferencia > 10 %.
- Los estudios con menor discrepancia entre DOSE y Fetaldose son TC Cuello-Tórax-Abdomen-Pelvis con contraste (13,21% de diferencia), TC Abdomino-pélvico con contraste (14,20%) y TC Abdomen con contraste (15,05%).
- Todas las estimaciones de Dútero están por debajo del umbral para la interrupción del embarazo por daños fetales según ICRP-84 (100 mGy).

CONCLUSIONES

Aunque Qaelum integra parámetros específicos de las pacientes, Fetaldose es una herramienta confiable desde un punto de vista de la protección radiológica conservador para estimar Dútero en TC mediante el uso de PDLNRD y la longitud de escaneo.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD EN ANGIOGRAFÍA

Ropero Real, A. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Uzquiza López, J. (1); Rodríguez Cobo, C. (1); Ferreiros Vázquez, N. (1); Marqués Fraguela, E. (1); Reguilón Martín, A. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

Los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) son una herramienta clave en la optimización de la protección radiológica en procedimientos médico-radiológicos diagnósticos e intervencionistas. Es el término empleado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y permite identificar dosis de radiación inadecuadas, ya sean excesivamente altas, con riesgos potenciales para la salud, o demasiado bajas, que comprometan la calidad de las imágenes. En España, el establecimiento, aplicación y revisión de NRD locales es una obligación legal según el artículo 6.4 del Real Decreto 601/2019, que adapta parcialmente la Directiva 2013/59/Euratom, por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes.

El objetivo del trabajo es determinar los NRD locales para los procedimientos de angiografía (XA) más comunes en el Servicio Cántabro de Salud (SCS) y compararlos con los NRD nacionales y europeos.

MATERIAL Y MÉTODOS

El indicador de dosis empleado es el producto kerma-área (PKA) medido o calculado en [Gy·cm^2], de acuerdo con el protocolo IAEA TRS 457. El PKA se exporta desde la plataforma Radimetrics de Bayer, que forma parte del Sistema de Información Dosimétrica de Cantabria (DISCA) y utiliza los datos de los informes dosimétricos de la dosis de radiación (DICOM RDSR) que el Sistema de Archivo y Comunicación de Imágenes (PACS) le reenvía. Dicha información dosimétrica es medida o calculada por los sistemas de medida o estimación de la dosis de radiación de los equipos de rayos X.

Los NRD del SCS se calculan como el tercer cuartil de las medianas del PKA, siguiendo la metodología propuesta en la publicación ICRP 135, para los procedimientos más frecuentes realizados en 2023 en 9 equipos XA de diferentes fabricantes y modelos: 6 Philips, 1 Siemens y 2 General Electric.

Los NRD locales (NRD_{CA}) establecidos se contrastan con los NRD nacionales (NRD_{ES}) y europeos (NRD_{UE}).

RESULTADOS

En la Tabla 1 se comparan los NRD_{CA} del PKA con los NRD_{ES} y los NRD_{UE}.

	Descripción del Procedimiento	Producto Kerma-Área (Gy·cm²)		
		CA SRPR[1]	ES DOPOESII[2]	UE RP180[3]
Cardiología intervencionista	ABLACIÓN	13,8	-	35
	ANGIOGRAFÍA CORONARIA	32,3	40	60
	ANGIOPLASTIA CORONARIA	75,2	80	100
Intervencionismo vascular	ARTERIOGRAFÍA DE MMII BILATERAL	28,0	85	-
	ANGIOPLASTIA ILÍACA UNILATERAL	78,6	150	-
	NEFROSTOMÍA PERCUTÁNEA	5,9	-	13
	CATÉTER CON RESERVORIO SUBCUTÁNEO	0,8	3	3
Neurorradiología intervencionista	ANGIOGRAFÍA CEREBRAL COMPLETA	45,2	110	150
	ANGIOPLASTIA EXTRACRANEAL CON PRÓTESIS	113,5	85	-
	EMBOLIZACIÓN DE ANEURISMAS	157,6	150	-
	EMBOLIZACIÓN SUPRASELECTIVA INTRACRANEAL (MAV)	218,1	350	-

Tabla 1. NRD del PKA para los procedimientos de XA más frecuentes en el SCS en 2023. Se destaca en verde o rojo según estén por debajo o por encima de los NRD_{ES} y NRD_{UE}.

DISCUSIÓN

Los NRD_{CA} en XA son más bajos que los NRD_{ES} y los NRD_{UE} (verde), excepto los correspondientes a ANGIOPLASTIA EXTRACRANEAL CON PRÓTESIS y EMBOLIZACIÓN DE ANEURISMAS. Ambos procedimientos superan tanto los NRD_{ES} como los NRD_{EU} (rojo), posiblemente debido a la baja estadística para estos procedimientos (<15). El equipo se instaló a finales del mes de Octubre y los datos corresponden sólo a los meses de Noviembre y Diciembre.

CONCLUSIONES

La gran mayoría de los procedimientos los NRD del SCS están por debajo de los NRD nacionales y europeos. Se esperará a analizar los datos del 2024 para evaluar si realmente los procedimientos de ANGIOPLASTIA EXTRACRANEAL CON PRÓTESIS y EMBOLIZACIÓN DE ANEURISMAS superan los NRD y es necesario revisar los protocolos técnicos y clínicos.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Camacho De La Vega, G. (1); Ropero Real, A. (1); Uzquiza López, J. (1); Ferreiros Vázquez, N. (1); Rodríguez Cobo, C. (1); Marqués Fraguela, E. (1); Reguilón Martín, A. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

Debido a que el principio de limitación de la dosis no se aplica a la exposición médica de pacientes, el principio de optimización de la protección radiológica, y los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) como herramienta fundamental de la misma, cobran más importancia en los procedimientos médico-radiológicos diagnósticos e intervencionistas. Los NRD, definidos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), evalúan la efectividad de las medidas de protección radiológica al identificar dosis anormales: niveles altos representan un riesgo para la salud y bajos, pueden afectar a la calidad de imagen. La normativa europea

(Directiva 2013/59/Euratom) establece que los países miembros deben determinar sus propios NRD. En España, esta obligación está regulada por el Real Decreto 601/2019, que implanta la obligatoriedad de establecer, aplicar y revisar NRD locales.

El objetivo de este trabajo es calcular los NRD locales para los procedimientos más frecuentes de tomografía computarizada (TC) en el Servicio Cántabro de Salud (SCS) y compararlos con los NRD nacionales y europeos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Conforme al protocolo IAEA TRS 457, el indicador de dosis empleado es el producto kerma-longitud (PKL) medido o calculado en [mGy·cm]. Este dato se exporta desde la plataforma Radimetrics de Bayer, integrada en el Sistema de Información Dosimétrica de Cantabria (DISCA). Radimetrics registra la información dosimétrica obtenida de los informes estructurados de la dosis de radiación (DICOM RDSR) reenviados por el Sistema de Archivo y Comunicación de Imágenes (PACS). Los equipos de rayos X que generan esta información cuentan con sistemas específicos para medir o estimar la dosis de radiación.

De acuerdo a la metodología propuesta en la publicación ICRP 135, los NRD del SCS se calculan como el tercer cuartil de las medianas del PKL, para los procedimientos más frecuentes realizados en 2023 en 8 equipos TC.

Los NRD locales (NRD_{CA}) establecidos se contrastan con los nacionales (NRD_{ES}) y europeos (NRD_{UE}).

RESULTADOS

En la Tabla 1 se comparan los NRD_{CA} del PKL con los NRD_{ES} y los NRD_{UE}.

Descripción del Procedimiento	Producto Kerma-Longitud [mGy·cm]		
	CA SRPR[1]	ES DOPOESII[2]	UE RP180[3]
TC CRANEAL	1091	960	1000
TC FACIAL/SENOS PARANASALES	745	350	-
TC CUELLO	1157	625	-
TC CUELLO - TÓRAX - ABDOMEN - PELVIS	804	1220	-
TC TÓRAX	411	480	400
TC TÓRAX-ABDOMEN	617	990	-
TC TÓRAX - ABDOMEN - PELVIS	684	1000	-
TC ABDOMEN	578	765	800
TC ABDOMEN-PELVIS	627	780	-
TC COLONOSCOPIA VIRTUAL	405	600	950
TC LUMBOSACRA	614	732	-
UROTC	1173	1200	1150
ANGIO-TC TORÁCICA PULMONAR	314	510	-
TC ARTERIAS CORONARIAS	327	920	-
ANGIO-TC ABDOMEN	732	1200	-

Tabla 1. NRD del PKL para los procedimientos de TC más frecuentes en el SCS en 2023. Se destacan en verde o rojo según estén por debajo o por encima de los NRD_{ES} y NRD_{UE}.

DISCUSIÓN

Los NRDCA en TC son generalmente inferiores a los NRDES y NRDUE (verde), salvo en los procedimientos de TC CRANEAL, TC FACIAL/SENOS PARANASALES y TC CUELLO, que los superan (rojo). En el caso del TC CRANEAL, esta superación se atribuye principalmente a una longitud de exploración excesiva en procedimientos realizados en los equipos del Hospital de Sierrallana; mientras que en el TC CUELLO, podría deberse a la realización habitual de tres adquisiciones por procedimiento en los equipos que exceden el NRD.

CONCLUSIONES

Se han establecido los NRD_{CA} y se han comparado con los NRD_{ES} y NRD_{UE}, resultando que para la gran mayoría de los procedimientos los NRD del SCS están por debajo de los nacionales y europeos. Se revisarán los protocolos técnicos y clínicos de los procedimientos TC CRANEAL, TC FACIAL/SENOS PARANASALES y TC CUELLO.

EVALUACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO EN MAMOGRAFÍA

Collado Soto, A. (1); Segovia Brome, R. M. (1); Muñoz Bruque, Á. (1); Ortiz Lora, A. (1); Fernández Molina, D. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

INTRODUCCIÓN

Los niveles de referencia para el diagnóstico (NRDs) sirven para verificar que las dosis a pacientes no son anormalmente

altas o bajas[1]. La directiva 2013/59/Euratom exige revisarlos periódicamente e implementar medidas correctivas cuando sea preciso. En mamografía son especialmente importantes debido a la radiosensibilidad del órgano y por involucrar a población sana en programas de cribado.

Este estudio analiza las dosis glandulares medias (DGMs) típicas[1] en tres mamógrafos de centros adscritos al hospital Virgen Macarena, comparándolas con los valores nacionales[2].

MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizaron los datos de dos mamógrafos de la firma GE (equipos 1 y 2) y uno de Hologic (equipo 3) durante octubre y noviembre de 2023. Los pasos seguidos fueron:

- Adquisición de datos: mediante la aplicación de monitorización de dosis OpenRem a partir de las cabeceras DICOM para los equipos GE y del informe de dosis para el equipo Hologic.
- Filtrado de datos: Se analizaron estudios de *screening* en proyección cráneo caudal (CC) y medio lateral oblicua (MLO) con espesor de mama comprimida (CBT) entre 10 y 120mm, resultando en 3.400 pacientes y 13.829 exposiciones.
- Procesamiento: Los datos fueron analizados mediante Python.

RESULTADOS

La figura 1 muestra como los CBTs de los equipos son similares a los nacionales. La prueba U de Mann-Whitney no mostró diferencias significativas entre las DGMs de mama izquierda y derecha, a excepción del equipo 3 para MLO ($p<0.05$), aunque con un tamaño de efecto insignificante ($r=0.069$).

No existen diferencias significativas entre las DGMs de los equipos y las nacionales. Sin embargo, se aprecia una diferencia significativa ($p<0.05$), con efecto mediano ($r=0.345$), entre el comportamiento del equipo 3 y los otros dos. Probablemente, ante una distribución similar de CBT, se deba a la diferencia en tecnologías.

Las DGMs poblacionales para CC y MLO son inferiores a los promedios nacionales, y la DGM poblacional por proyección es inferior al NRD, indicando una buena práctica de las instalaciones[1]. Además, la figura 2 muestra como la dosis para MLO

supera la de CC para cualquier CBT[3]. Para el intervalo de los CBTs promedios de la población (50-60mm), la dosis en ambas proyecciones es inferiores al NRD.

	CC - D		CC - I		MLO - D		MLO - I		PROYECCIÓN	
	DGM [mGy]	CBT [mm]	DGM [mGy]	CBT [mm]	DGM [mGy]	CBT [mm]	DGM [mGy]	CBT [mm]	DGM [mGy]	CBT [mm]
Equipo 1	1.30	55.4	1.30	55.3	1.44	61.5	1.43	61.9	1.35	58.4
Equipo 2	1.15	51.5	1.16	52.5	1.25	56.4	1.27	57.1	1.20	54.3
Equipo 3	1.58	52.4	1.60	53.0	1.86	56.2	1.97	58.4	1.74	55.0
Poblacional	1.33	52.9	1.34	53.4	1.53	57.5	1.58	58.9	1.42	55.6
DOPOES II	1.52	51	1.53	51	1.69	55	1.70	56	NRD = 1.7 mGy	

FIGURA 1. CBT promedio y DGM típica en cada equipo para CC, MLO y sin distinguir proyección, así como el valor poblacional (sin distinguir equipos) y los promedios y NRD nacionales[2].

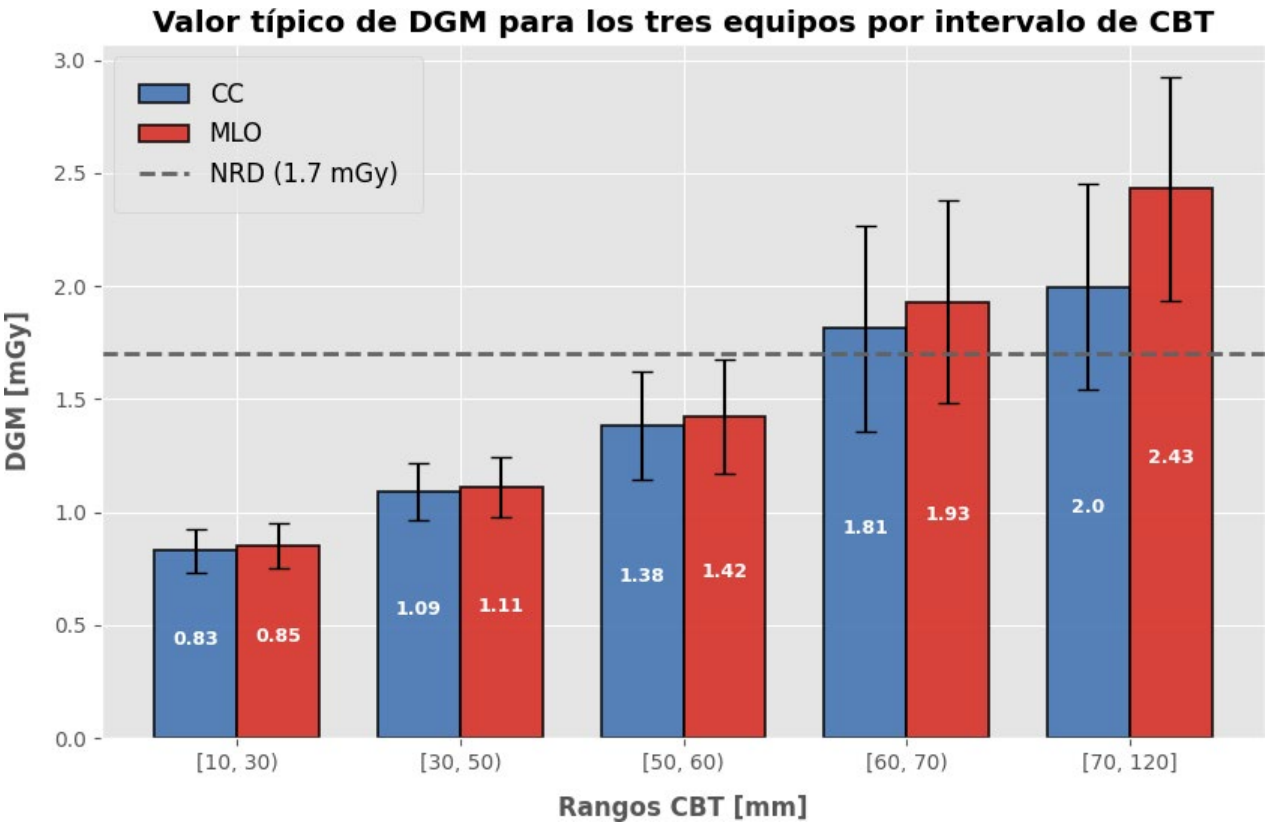


FIGURA 2. DGM típico para cada proyección en los tres equipos por intervalos de CBT.

CONCLUSIÓN

Los equipos operan correctamente, con comportamientos acordes al DOPOES y las recomendaciones de la ICRP. Se aprecia una diferencia significativa en el comportamiento de las tecnologías. Resultaría de interés diseñar métodos automáticos de análisis para optimizar el proceso.

BIBLIOGRAFÍA

ICRP. (2017). *DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL IMAGING, VOL 135.*

CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR. (2022). *NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) Y ESTIMACIÓN DE DOSIS POBLACIONAL EN ESPAÑA (DOPOES II).*

HEMAMALA UGDS, WEERAKOON BS. *DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS (DRLS) IN DIGITAL MAMMOGRAPHY: A SYSTEMATIC REVIEW*. 2022; 5(2): 1080.

VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE GENERACIÓN DE IMÁGENES MONOENERGÉTICAS VIRTUALES EN UN CT PHILIPS CT 7500

Forner Forner, À. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Clemente Gutiérrez, F. (2); Díez Gallego, M. Á. (2); García De Acilu Laa, M. P. (2); Navarro Ibarra, C. A. (2); Pardo Pérez, E. (2); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Núñez Muñoz, J. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (2); Fonseca Siles, Á. (2); Castro Rizos, I. (2); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (2); Rahmouni Alami Afazaz, S. (2); Garayoa Roca, J. (3); Vera Sánchez, J. A. (4); Caudepón Moreno, F. (5)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Toledo; (2) Hospital Universitario de Toledo; (3) Fundación Jiménez Díaz; (4) Centro de Protonterapia Quirón Salud; (5) Complejo Hospitalario de Navarra

INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) espectral permite generar imágenes monoenergéticas virtuales a partir de una adquisición en un solo nivel de kilovoltaje (kV). Estas series de imágenes son generadas por un algoritmo dedicado a este fin. Para una correcta diferenciación de materiales, la relación entre la energía nominal y la energía efectiva debe ser lineal y lo más cercana posible a la

identidad (Energía efectiva = Energía nominal), para que la diferenciación entre materiales sea correcta por medio de las Unidades Hounsfield (HU).

Este estudio analiza la capacidad del algoritmo del TC espectral PHILIPS CT 7500 para generar series monoenergéticas mediante el análisis de la relación entre la energía nominal y la efectiva de éstas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se obtuvieron imágenes del maniquí CATPHAN 700 (The Phantom Laboratory) de los cortes del módulo de números CT para tres niveles de KV, 100 KV, 120 KV y 140 KV, y se aplicaron diferentes filtros de reconstrucción: **Brain, Brain iterativo, Sharp y Sharp iterativo**. Para cada reconstrucción se generaron 8 series de conjuntos de imágenes monoenergéticas virtuales, de energías **40 KeV, 50 KeV, 70 KeV, 85 KeV, 100 KeV, 120 KeV, 160 KeV y 190 KeV**. Para su análisis se usó el software ImageJ evaluando las HU correspondientes de cada uno de los materiales del módulo del CATPHAN para el corte representativo. La energía efectiva para cada serie monoenergética se obtuvo por medio de la correlación de los valores medidos con los coeficientes de atenuación lineal de cada material y para cada energía.

Se evaluó la relación entre la energía nominal propuesta y la efectiva calculada. Se obtuvieron gráficos de tendencia entre la energía nominal y la efectiva para cada nivel de tensión y filtro de reconstrucción (**Gráfico 1**). Se calcularon los coeficientes de determinación (r2) para evaluar la linealidad del algoritmo (**TABLA 1**).

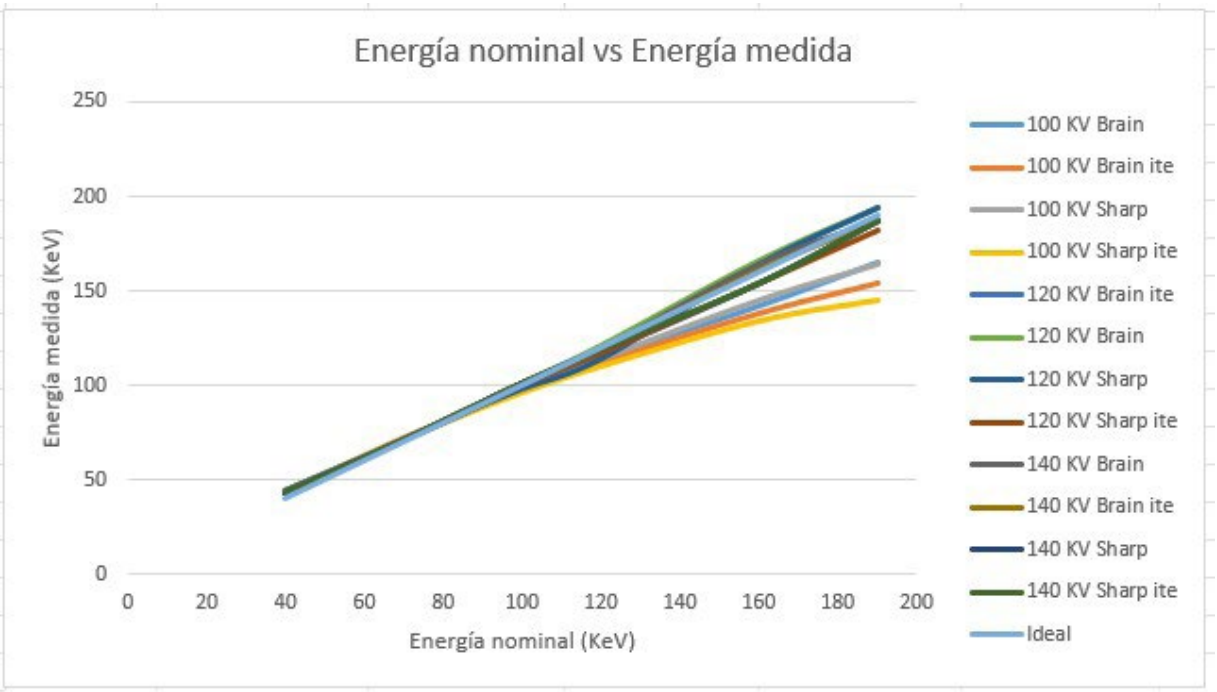


Gráfico 1: Relación entre Energía nominal frente a la enrgía medidad

Filtro	*Pendiente (m)*	*Ordenada (n)*	*r2*
100 KV Brain	0,80	14,63	0,9968
100 KV Brain ite	0,74	19,20	0,9900
100 KV Sharp	0,81	14,43	0,9963
100 KV Sharp ite	0,69	22,29	0,9811
120 KV Brain ite	0,95	4,47	0,9993
120 KV Brain	1,02	0,16	0,9990
120 KV Sharp	0,15	83,92	0,9954
120 KV Sharp ite	*0,93*	*6,17*	*0,9999*
140 KV Brain	0,98	3,06	0,9986
140 KV Brain ite	0,97	3,60	0,9996
140 KV Sharp	0,95	4,88	0,9993
140 KV Sharp ite	0,95	4,88	0,9993

Tabla1: Parámetros de ajuste por kilovoltaje y filtro

RESULTADOS

Se observó una **fuerte correlación lineal** entre la energía nominal y la efectiva (r2>0.98) en la mayoría de los casos.

La pendiente de la regresión varió en función del filtro y el kilovoltaje, con valores cercanos a 1 en algunos casos, pero desviaciones en otros.

Las configuraciones (KV/filtro) 120 KV Brain y 140 KV Brain iterativo mostraron la mejor aproximación a la idealidad, siendo la de 120 KV la mejor.

El filtro 100 KV Sharp iterativo presentó la mayor desviación, subestimando la energía efectiva.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El algoritmo de reconstrucción genera imágenes monoenergéticas con alta correlación lineal entre energía nominal y efectiva. Para el caso de 100 KV no hay suficiente amplitud energética detectada para hacer la descomposición de materiales de manera adecuada por lo que para altas energías aumenta la desviación, como se observa en la gráfica 1.

Es fundamental seleccionar la combinación KV/filtro adecuado para minimizar estas diferencias y mejorar la precisión diagnóstica y/o su aplicación en otras disciplinas clínicas.

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN LA RADIOGRAFÍA PEDIÁTRICA DE COLUMNA COMPLETA

Gallego Molina, C. (1); García Castañón, P. (1); Becerro Morgado, J. M. (1); Becerro Morgado, J. M. (1); Prieto Martín, C. (1); Luengo Izquierdo, P. (1)
(1) Hospital Universitario de La Princesa

INTRODUCCIÓN

Cada año se realizan millones de radiografías de columna completa, destinadas, sobre todo, a adolescentes con presencia de escoliosis u otras deformaciones en la columna vertebral. La mayoría de estos, además, reciben dos radiografías anuales, en proyecciones AP y LAT como parte de su seguimiento médico, siendo por tanto esencial la optimización de dosis de la mismas.

Los sistemas de una sola exposición permiten obtener una imagen completa de la columna, minimizando el movimiento del paciente y evitando artefactos en la reconstrucción. Sin embargo, la carencia de sistemas de control automático de exposición (CAE) en estos equipos complica la optimización de dosis.

El objetivo de este estudio es evaluar un proceso de optimización basado en el análisis del índice de exposición (IE).

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se llevó a cabo en un equipo Fuji-FDR-Smart-Suspension con un detector FDR-D-EVO-GL, el cual consta de 3 paneles unidos de 43x43 cm^2. Las radiografías se realizan en directo, sin parrilla costal ni CAE.

Las imágenes se obtienen por una única exposición, donde los kVp y los mAs se seleccionan manualmente a partir de valores prefijados en el equipo de acuerdo al tamaño del paciente, que el técnico puede modificar a su criterio.

El sistema muestra un IE calculado como: $IE = k_i/cdotc$, siendo c una constante igual a 100 μGy^{-1} y k_i el kerma en aire de la exposición en µGy medido en el detector de imagen. También presenta un IE objetivo, que es el que se espera alcanzar con una exposición óptima.

Los pacientes se agruparon en función de la edad de acuerdo con la guía EU-185 como sigue: 4-9 años, 10-13 años, 14-18 años.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Antes de llevar a cabo la optimización, se encontró un IE objetivo de 876, además de una gran desviación en los IE de las distintas exposiciones ejecutadas (Tabla 1), que indicaban una aparente sobre/sub exposición respecto a la deseada. No obstante, la calidad de imagen era adecuada en todos casos, lo que indica que la dosis se podía reducir implantando un IE objetivo menor.

Grupo de edad	Proyección	IE				
		N	Mediana	Mín	Máx	Desv. Est.
[4,9]	AP	30	850,5	362	2616	486,6
[10,13]		95	842	215	2225	374,2
[14,18]		227	784	186	1892	340
[4,9]	LAT	28	791,5	215	2391	636,4
[10,13]		98	679	164	1668	279,5
[14,18]		227	598	49	2146	251,8

CONCLUSIONES

Se debería establecer un IE objetivo más bajo para reducir dosis a los pacientes. A su vez, los protocolos de kVp y mAs establecidos en función de los grupos de edad no deberían ser modificables por el usuario y así reducir la dispersión de las dosis.

NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO EN PROCEDIMIENTOS DE FLUOROSCOPIA E INTERVENCIONISMO EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE PRIMERA ETAPA

Ubeda De La Cerda, C. (1); Franco, M. (2); Kodlulovich, S. (3); Descalzo, A. (4); Cuellar, C. (5); Seijas, J. (6); Lykawka, R. (7); Arce, L. (8); Zambrano, Y. (9); Rivera, T. (10); Trujillo, F. (11); De León, M. (12); Ortega, J. (13); Miranda, P. (14); Almeida Geambastiani, P. (15); López, G. (16); Sanchez, L. (17); Barbosa, N. (18); Andisco, D. (19); Leyton, F. (1); Donoso, S. (1)

(1) Universidad de Tarapacá; (2) Hopital Zambrano Hellion; (3) Instituto de radioprotección y dosimetria; (4) CACI; (5) Universidad Católica de Valparaíso; (6) Clínica alemana; (7) Hopital de clinicas Porto Alegre; (8) Hospital san jose; (9) Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín; (10) Hospital General de México; (11) Hospital Regional de Alta Especialidad de Oaxaca; (12) Hospital del Niño Dr. José Renán Esquivel; (13) Hospital Santo Tomás; (14) Hospital luis Calvo Mackenna; (15) Hospital Universitario Profesor Edgard Santos; (16) Instituto federal de Bahía; (17) Hospital Hermanos Ameijeoras; (18) Centro de Tratamiento e Investigación sobre Cáncer Luis Carlos Sarmiento Angulo; (19) Hospital Alemán

INTRODUCCIÓN

El objetivo del trabajo es presentar los primeros resultados alcanzados en los hitos: a) elaboración e implementación de protocolos y guías por grupos de trabajo y; b) implementación de Niveles de Referencia para Diagnóstico (NRDs) en procedimientos de fluoroscopia e intervencionismo en el marco del grupo N° 6 del proyecto RLA 6091 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), titulado “Mejorar la capacidad de los físicos médicos para aumentar la calidad y la seguridad en las prácticas médicas”, desarrollado para los países de América Latina y el Caribe.

MATERIAL Y MÉTODO

Los países de la Región, a través de las contrapartes oficiales del OIEA, fueron invitados oficialmente a participar en esta iniciativa. Posteriormente, se seleccionó un conjunto de hospitales y se realizaron una serie de reuniones virtuales de coordinación técnica para consensuar una metodología y plan de trabajo. Para recabar la información de cada centro, se realizaron 2 encuestas. Se definieron un conjunto de procedimdientos de fluorosocopia e intervencionismo para recopilar su información en pacientes adultos y pediátricos (ver tablas 1 y 2). La información sobre los centros participantes y valores de dosis a los pacientes han sido enviados al Hospital Zambrano Hellion para su custodia y análisis. Resultados. Están participando 35 centros pertenecientes a 12 países de la región (Argentina, Brasil, Chile, Colombia, Costa Rica, Cuba, Ecuador, Honduras, México, Panamá, Paraguay, Perú). Un total de 33 Físicos Médicos, 12 Tecnólogos Médicos, 9 Médicos y 1 Oficial de Seguridad Radiológica, son los profesionales responsables del proyecto. En cuanto al equipamiento, participan 39 Angiógrafos (22 Philips, 7 Siemens, 5 GE Healthcare y 4 Canon), 11 Arcos en C (4 Philips, 5 Siemens y 2 GE Healthcare) y 5 Fluoroscopios fijos (4 Siemens y 1 GE Healthcare). Fue desarrollado un protocolo estándar de investigación.

DISCUSIÓN

Se avanzó en la definición metodológica del proyecto y recolección de datos de dosis de pacientes para establecer NDRs, sin embargo se estima para mediados del año 2025 realizar un primer corte y análisis para calcular los NDRs para cada procedimiento. Se destaca la alta participación de Físicos Médicos en el proyecto.

CONCLUSIONES

El grupo N° 6 del proyecto RLA 6091 representa un esfuerzo internacional organizado que pretende entregar información sobre los NRDs regionales para diferentes procedimientos fluoroscopicos e intervencionistas que puedan servir como parámetro de comparación para aquellos países de América Latina y el Caribe que aún no cuenten con sus propios NRDs nacionales. También este trabajo puede servir como modelo para ser aplicado en otras regiones del mundo.

Tabla 1. Listado procedimientos en adultos.

1. Angiografía coronaria (AC)
2. Angiografía coronaria + Angioplastía
3. Implante percutáneo de válvula aórtica (TAVI)
4. Colangiopancreatografía retrógrada endoscópica (CPRE)
5. Derivación portosistémica intrahepática transyugular (TIPSS)
6. Recanalización y colocación de stent en la enfermedad arterial oclusiva de la arteria ilíaca
7. Embolización transarterial (quimio) de la vasculatura tumoral y alimentación de las arterias hepáticas
8. Recanalización y angioplastia +/- colocación de stent de enfermedad arterial oclusiva de arterias femoropoplíteas
9. Colangiografía transhepática percutánea y drenaje biliar
10. Angiografía cerebral diagnóstica
11. Embolización cerebral

Tabla 2. Lista de procedimientos en pacientes pediátricos (recién nacidos a 17 años).

1. Trago de Bario
2. Cistouretrograma miccional (MCU)
3. Procedimientos de cateterismo cardíaco diagnóstico
4. Angioplastía de ramas pulmonares
5. Angioplastía en coartación aórtica (CoA)
6. Cierre de defectos septales interauriculares
7. Cierre de ductus arterioso persistente (DAP)
8. Valvuloplastía pulmonar
9. Valvuloplastía aórtica
10. Colocación de válvula protésica pulmonar
11. Cierre de comunicación interventricular (CIV)
12. Embolización vascular
13. Biopsia endomiocárdica
14. Colocación de marcapasos
15. Intervención cerebral

VALIDACIÓN DEL MANIQUÍ CIRS-021 PARA CONTROL DE CALIDAD DE MAMÓGRAFOS CON TOMOSÍNTESIS

Solla Bartual, C. (1); Velasco Fernández, C. (2); Pallarés Ripollés, M. (1); Angulo Santos, A. (1); Gracia Ochoa, M. (2); Alegre Gómez, A. (2); Bosch Morell, A. M. (2); Vico Escribano, M. A. (2); Cotanda Ricart, V. (2); Baeza Rodríguez, L. (1); Sánchez Relucio, J. C. (2); Pamos Navas, J. L. (2); Abad Mocholí, D. (2)

(1) Fundación Instituto Valenciano de Oncología; (2) Centro Nacional de Dosimetría. INGESA

INTRODUCCIÓN

El incremento del uso de la tomosíntesis mamaria ha resaltado la necesidad de protocolos y maniquíes específicos para su control de calidad. Este trabajo implementa el uso de uno de ellos, maniquí CIRS-021, en las pruebas del "Protocolo de control de calidad de sistemas de tomosíntesis de mama" (2020): TDM07, TDM08, TDM14, TDM15 y TDM16.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó un mamógrafo con tomosíntesis Hologic-3Dimensions, el maniquí CIRS-021 y el software de análisis de imágenes ImageJ.

El maniquí CIRS-021 consta de ocho planchas homogéneas (50% tejido glandular y 50% adiposo) y tres planchas objetivo: TS1: Nos centraremos en su placa de aluminio de 200 µm de espesor.

TS2: Contiene objetos para evaluar el umbral visual, clave para su utilidad en tomosíntesis, dado que los maniquíes 2D convencionales carecen de precisión suficiente en el eje z. Contiene: 6 esferas, specks (36 esferas pequeñas colocadas en 6 pentágonos) y fibers (6 líneas colocadas en 3 parejas perpendiculares).

TS3: Se estudiarán sus bolas cerámicas en cuadrícula de 40 x 40 mm. Las pruebas se realizaron con ánodo/filtro de W/Al.

Para evaluar la repetibilidad de la carga, la relación contraste ruido y la dosis glandular media (TDM07) se dispuso 1 cm de PMMA, la TS1 y 2,5 cm extra de PMMA. Adquiriendo 5 barridos y los valores medios de píxel y desviación estándar de tres ROIs de 5x5mm2 situadas sobre la placa de Al y a ambos lados de ésta, perpendicularmente al movimiento del tubo.

Con un montaje similar y misma metodología, pero distintos espesores de PMMA por adquisición, se evaluó la compensación del CAE con el espesor y composición de la mama (TDM08).

Para la distorsión geométrica y dispersión de artefactos (TDM14/TDM15) se colocó la TS3 sobre 1/3/5cm de PMMA, manteniendo un espesor total de 6cm de PMMA. El análisis fue realizado con ImageJ, utilizando el plugin del National Co- ordinating Centre for the Physicis of Mammography (NCCPM).

Para valorar el umbral de sensibilidad (TDM16) se colocó la TS2 entre dos capas de 2 cm de PMMA, analizando cinco reconstrucciones y seleccionando la más desfavorable.

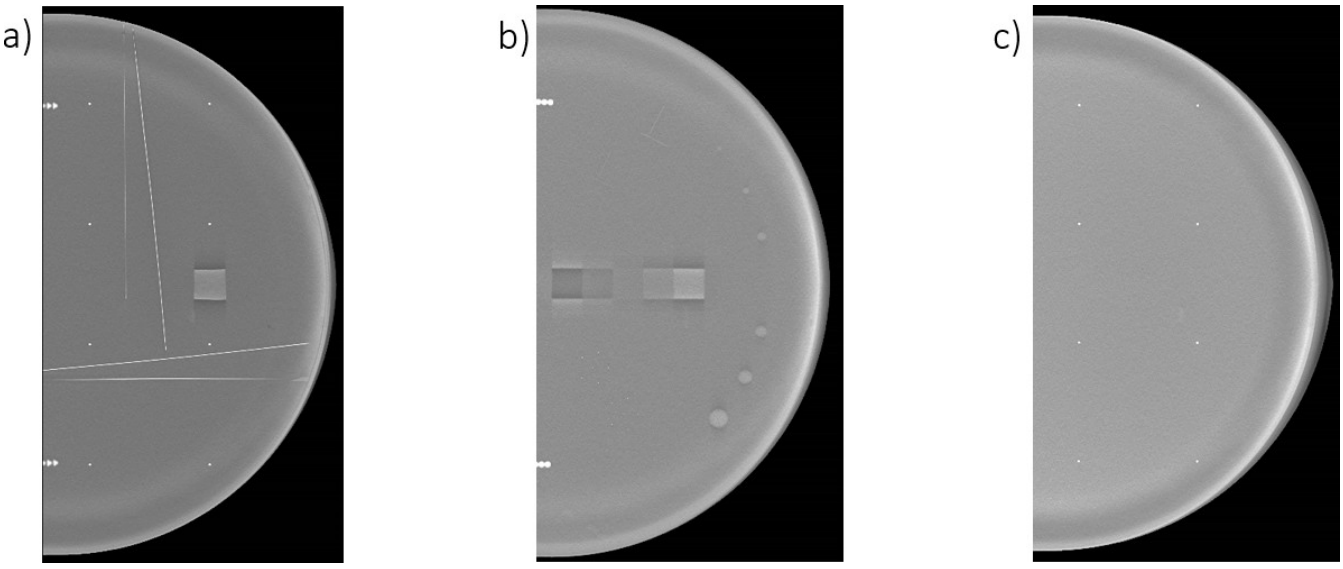


FIGURA 1: Las planchas objetivo del CIRS-021, destaca: a) TS1: TDM07 y TDM08. b) TS2: TDM16 c) TS3: TDM14/TDM15.

RESULTADOS

TABLA 1: Resultados de las pruebas. Las tolerancias de TDM15 y TDM16 son respecto al estado de referencia inicial (ERI), pero al emplearse las mismas medidas para definirlo, no se registraron desviaciones.

TDM07				
Imagen	mAs	DGM equipo (mGy)	RCR	Desv RCR
1	70	1,80	2,54	1,63%
2	70	1,80	2,50	0,16%
3	70	1,81	2,51	0,32%
4	70	1,81	2,51	0,30%
5	70	1,81	2,45	2,09%
Valor medio	70,00	1,81	2,50	-
Desv (%)	0,0%	0,3%	-	2%
Tolerancia	5%	5%	-	10%

TDM08					
Espesor PMMA	Espesor mama equiv.	kVp	mAs	DGM equipo	RCR
20	21	26	37	0,82	3,97
30	32	28	43	1,02	3,13
40	45	30	56	1,41	2,69
45	53	31	70	1,81	2,50
50	60	33	71	2,15	2,55
60	75	36	90	3,23	2,44
70	90	42	84	4,42	2,29

TDM14			
	Altura plano de esferas	Distancia media entre esferas - X	Distancia media entre esferas - Y
Desv. Max	0,6 mm	4%	4%
Tolerancia	≤ 2 mm	≤ 5%	≤ 5%

TDM15				
Altura plano de esferas	FWHM prom.	FWHM ref.	Desv. ERI	Tolerancia
15 mm	8,10 mm	---	---	≤ 20%
35 mm	7,70 mm	---	---	≤ 20%
55 mm	7,55 mm	---	---	≤ 20%

TDM16			
	Esferas	Specks	Fibers
Valor (mm)	1,8	0,23	0,23
Referencia (mm)	---	---	---
Desv. ERI	---	---	---
Tolerancia	< 10%		

DISCUSIÓN

Se han logrado evaluar todos los parámetros necesarios para cada prueba, observándose que nos encontramos dentro de las tolerancias marcadas. Salvo para las pruebas TDM08 y TDM16 que se tomaron como estado de referencia para comparaciones en futuros controles.

CONCLUSIONES

La implementación del CIRS 021 permitió realizar las pruebas TDM07, TDM08, TDM14, TDM15 y TDM16 con resultados satisfactorios. Siendo especialmente útil en la evaluación del umbral de sensibilidad, donde los maniquíes 2D (como el CDMAM) no pueden emplearse por su falta de precesión en la ubicación de los objetivos en el eje z.

ANÁLISIS DEL IMPACTO DE LA MODIFICACIÓN DEL ESPESOR DE DELANTALES PLOMADOS EN LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y LA ERGONOMÍA

Solla Bartual, C. (1); Vico Escribano, M. A. (2); Angulo Santos, A. (1); Pallarés Ripollés, M. (1); Velasco Fernández, C. (1); Bosch Morell, A. M. (2); Cotanda Ricart, V. (2); Alegre Gómez, A. (2); Pamos Navas, J. L. (2); Sánchez Relucio, J. C. (2); Gracia Ochoa, M. (2); Baeza Rodríguez, L. (2); Abad Mocholí, D. (2)

(1) Fundación Instituto Valenciano de Oncología; (2) Centro Nacional de Dosimetría. INGESA

INTRODUCCIÓN

El uso de delantales plomados es crucial en procedimientos de fluoroscopia para proteger al personal de la exposición radiológica. Sin embargo, su peso puede suponer una carga significativa para los trabajadores. Este estudio compara delantales con espesores equivalentes de 0,5 mm y 0,25 mm de plomo, considerando tanto la protección radiológica como la ergonomía.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron los mapas de tasa de dosis suministrados por Philips correspondientes al arco Zenition 70 instalado en el centro hospitalario objeto del estudio, ajustados a sus condiciones reales de trabajo. Para ello, se determinó la relación entre la dosis y el voltaje mediante controles anuales de los equipos.

Se utilizaron los datos técnicos de los delantales plomados modelo-640 de la empresa ProRay, que proporciona datos numéricos sobre su atenuación a diferentes energías y para diferentes espesores de delantal. A partir de los datos de los delantales de 0,25mm y 0,5mm, realizamos un ajuste lineal para calcular la atenuación de la radiación para energías representativas del centro.

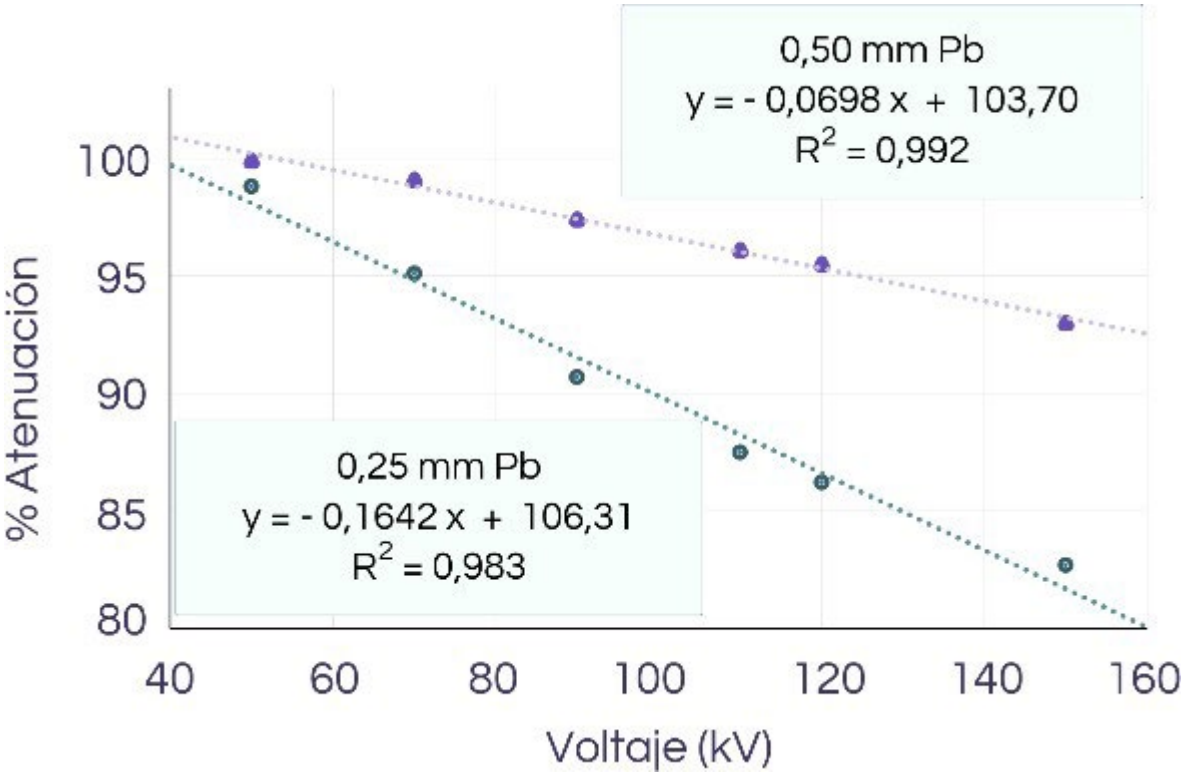


FIGURA 1: Porcentaje de atenuación para dos delantales de distintos espesores (0,25 mm y 0,5 mm) en función de diversos voltajes, con el correspondiente ajuste lineal.

Con todo ello, se calculó la dosis acumulada semanal siguiendo la normativa vigente [RD 1029/2022]. También se tomaron en cuenta tiempos de exposición típicos y distancias recomendadas en procedimientos de fluoroscopia.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos, y reflejados en la figura 2, muestran las dosis semanales esperadas para un trabajador expuesto a 90 minutos de escopia a la semana y empleando como técnica representativa, 80kV y 2.5 mA.

μGy / semana

Distancia / Altura		21 cm		40 cm		60 cm		80 cm		100 cm	
		0,25	0,5	0,25	0,5	0,25	0,5	0,25	0,5	0,25	0,5
Cristalino	150	248	68	155	43	124	34	93	26	62	17
Pecho	120	1122	310	387	107	182	50	104	29	70	19
Abdomen	100	1392	171	425	92	186	60	112	42	70	26
Rodilla	50	619	171	333	92	217	60	151	42	93	26

FIGURA 2: Tabla comparativa de la dosis semanal (μGy) recibida por un trabajador a diversas alturas influyentes y distancias empleando dos delantales diferentes (0,25mm y 0,5mm). Se destacan los valores que exceden el límite semanal para trabajadores expuestos (400 μGy).

DISCUSIÓN

Considerando una carga de trabajo de 1 h 30 min a 80 kV y 2.5 mA, a distancias cortas (20-40 cm), es necesario un delantal de 0,5 mm para evitar superar el límite semanal de 400 μGy. A mayores distancias, un delantal de 0,25 mm es suficiente, logrando reducir el peso en un 40% y mejorando significativamente la comodidad del trabajador. La selección del espesor del delantal debe

adaptarse a las prácticas específicas del servicio, buscando optimizar la protección radiológica y la ergonomía. Reducir el peso de los delantales puede disminuir el riesgo de lesiones musculoesqueléticas sin comprometer la protección.

CONCLUSIONES

Los resultados sugieren que reducir el espesor de los delantales plomados es viable bajo buenas prácticas de trabajo (menores tiempos de exposición y mayores distancias), permitiendo mejorar la comodidad del personal sin comprometer la seguridad radiológica. Este estudio resalta la importancia de personalizar el espesor de los delantales en función de las condiciones específicas de cada servicio, con el objetivo de optimizar tanto la protección radiológica como el bienestar del personal.

SISTEMAS DE GESTIÓN DE DOSIS COMO HERRAMIENTA PARA CONTROL DE CALIDAD: EVALUACIÓN DEL CAI EN INTERVENCIONISMO

Musson Gomez, D. A. (1); Gayol Vilorio, I. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); Barba Pérez, J. C. (1); Alarcia Noci, M. (1); Sánchez Casanueva, R. M. (2); Alejo Luque, L. (1); Sierra Díaz, F. (1)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón; (2) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

El estudio de la compensación por espesores del Control Automático de Intensidad (CAI) de un equipo de fluoroscopia se realiza siguiendo la prueba *DE012* del *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Revisión 2011* (PECCRD) [1]. El objetivo de este trabajo es presentar otra metodología en equipos que realizan procedimientos intervencionistas utilizando un Sistema de Gestión de Dosis (SGD) [2].

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha estudiado la compensación del CAI por espesores utilizando el SGD "DOLQA" para tres modelos de equipos intervencionistas de fabricantes distintos: Philips Medical Systems Azurion™, Siemens ARTIS Icono™ y GE Medical Systems Allia™. Los datos recogidos corresponden a los procedimientos intervencionistas realizados en el Hospital General Universitario Gregorio Marañón en el año natural 2024, y que incluyen las especialidades de hemodinámica, electrofisiología, radiología intervencionista y traumatología. A partir de estos datos, se ha obtenido la tasa de Kerma en el punto intervencionista $\dot{K}_{a,r}$ [3] en función del espesor equivalente del paciente, d.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se muestra $\dot{K}_{a,r}(d)$ para los tres modelos mencionados. En cada estudio, se ha obtenido el espesor equivalente promedio del paciente, redondeando sus valores y agrupándolos en intervalos de 20 mm de espesor, obteniéndose el promedio de $\dot{K}_{a,r}$ para cada grupo. En la TABLA 1 se presentan los resultados de la prueba DE012 del PECCRD obtenidos en nuestro hospital en el control de calidad realizado en 2024.

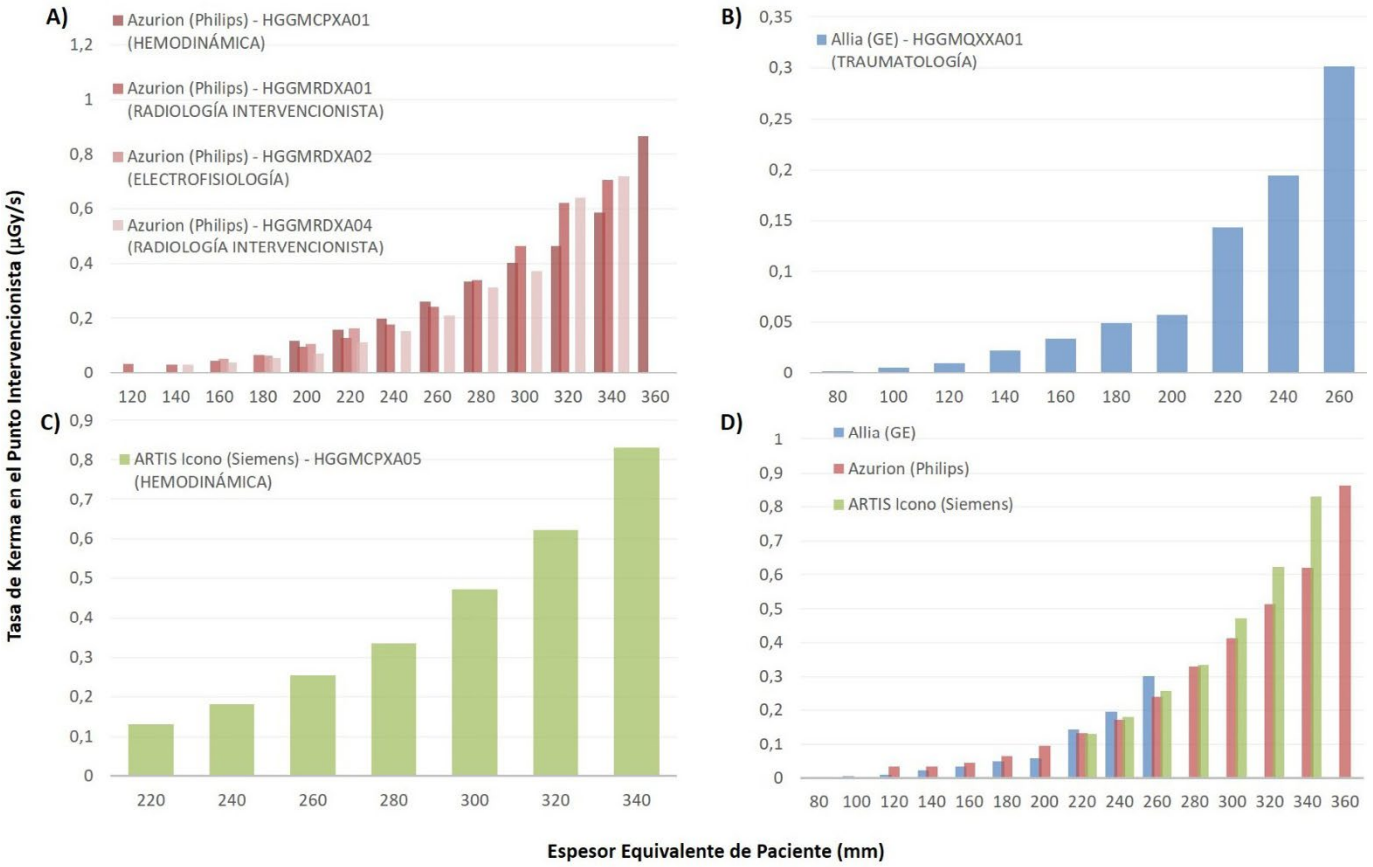


FIGURA 1. $/dotK_{a,r}(d)$ de los tres modelos considerados (en abscisas se indica el centro de cada intervalo): A) Azurion (Philips), B) Allia (GE), C) ARTIS Icono (Siemens), D) total agrupado por fabricante.

	Tasa de Kerma (µGy/s)					
	Azurion (Philips)				Allia (GE)	ARTIS Icono (Siemens)
mm de Cu	HGGMCPXA01	HGGMRDXA01	HGGMRDX02	HGGMRDXA04	HGGMQXXA01	HGGMCPXA05
1	0,60	0,14	0,49	0,32	0,11	1,28
2	0,52	0,13	0,40	0,27	0,16	1,90
3	0,43	0,13	0,36	0,26	0,22	3,06
Valor medio:	**0,52**	**0,13**	**0,42**	**0,29**	**0,17**	**2,08**
Coef. variación:	**16,42%**	**5,44%**	**16,48%**	**12,41%**	**31,96%**	**43,61%**

TABLA 1. Resultados de la prueba DE012 del PECCRD realizada en cada equipo en 2024 utilizando escopia media.

DISCUSIÓN

La FIGURA 1 indica que, en condiciones clínicas, los equipos ajustan la técnica de exposición en función del espesor estimado de paciente, aumentando $/dotK_{a,r}$ según aumenta d. Si no hubiese compensación, los equipos manifestarían un comportamiento aleatorio sin una tendencia clara. Con este método, puede además obtenerse una línea de tendencia que parametrice el comportamiento del sistema y evaluar con ella su constancia en el tiempo. Por otra parte, de los resultados indicados en la TABLA 1 no puede inferirse que la prueba DE012 del PECCRD sea capaz de demostrar una correcta o incorrecta compensación del CAI por espesores.

CONCLUSIONES

En equipos intervencionistas, es posible verificar rápidamente y con exactitud la compensación del CAI por espesores mediante el uso de sistemas de gestión de dosis.

REFERENCIAS

PECCRD. PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO, REVISIÓN 2011. INFORME TÉCNICO, SEFM, SEPR, SERAM, 2012.

Miquelez Alonso, S. et al. (2020). Requisitos Básicos Para Los Sistemas de Registro y Gestión de dosis en pacientes sometidos a exploraciones de Diagnóstico por Imagen. Revista de Física Médica, 21(1), pp. 41–53.

NCRP. Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures. Report 168. National Council on Radiation Protection and Measurements, 2010.

DETERMINACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE RADIOLOGÍA GENERAL Y SU COMPARACIÓN CON EL ESTUDIO DOPOES II

Díaz Martín, D. (1); García Agrela, I. (1); González Fernández, A. (1); Rubio Ayllon, C. C. (1); Pórtas Ferrádas, B. C. (1); Gutierrez Rodriguez, L. (1)

(1) Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 601/2019 establece la necesidad de optimizar el uso de las radiaciones ionizantes en el ámbito médico, garantizando la protección radiológica de los pacientes. Para ello, los Niveles de Referencia en Diagnóstico (NRD) se utilizan como indicadores clave en la evaluación y mejora de la optimización de dosis, siguiendo las recomendaciones de la Comisión Internacional para la Protección Radiológica (ICRP) y los requisitos de la Directiva Europea 2013/59/EURATOM.

Este estudio analiza las dosis de radiación en exploraciones de Radiología General en el Área Sanitaria del Complejo Hospitalario Nuestra Señora de Candelaria, comparándolas con los valores de referencia establecidos en el Proyecto Nacional DOPOES II de 2022.

MATERIALES Y MÉTODOS

En el Área Sanitaria de estudio, al igual que en toda Canarias, se encuentra implementado el sistema de gestión de dosis Radiation Dose Monitor de Siemens. Para la recopilación de datos, se seleccionaron tres equipos Philips DigitalDiagnost C90 pertenecientes a distintos hospitales del área. Se analizaron los diez protocolos más utilizados, asegurando su correspondencia con los registrados en el DOPOES II. Los NRD locales fueron calculados a partir de la mediana del producto dosis-área (PDA) para cada tipo de exploración.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Tabla 1 presenta los NRD locales obtenidos junto con los valores de referencia del DOPOES II. Los resultados muestran que, en más de la mitad de los casos, las dosis registradas se encuentran por debajo de los niveles nacionales. No obstante, se observa un incremento en la dosis administrada en proyecciones laterales y combinadas, especialmente en exploraciones de columna lumbosacra, donde la diferencia es particularmente notable.

	NRD Locales ($mGy \cdot cm^2$)			NRD DOPOES II
	HUNSC	H. SUR	H. HIERRO	($mGy \cdot cm^2$)
TORAX PA Y LAT	383.7 (n=7209)	271.1 (n=1011)	344.55 (n=2254)	250
TORAX PA	75.4 (n=6639)	75.3 (n=953)	75.55 (n=2128)	110
TORAX LAT	305.6 (n=7170)	205.8 (n=959)	272.3 (n=2197)	360
ABDOMEN AP	1205.4 (n=256)	1810.5 (n=97)	920.4 (n=631)	2100
ABDOMEN BIPE	1160.6 (n=1329)	1314.05 (n=1224)	1150.6 (n=383)	2000
COLUMNA LUMBOSACRA AP	1941.25 (n=398)	1610.5 (n=288)	1585.75 (n=478)	1750
COLUMNA LUMBOSACRA LAT	2644.5 (n=400)	2784.5 (n=290)	1727 (n=468)	1900
COLUMNA LUMBOSACRA AP, LAT	4591.1 (n=399)	4517.35 (n=290)	4125.97 (n=265)	3500
COLUMNA DORSAL-LUMBAR AP	882.9 (n=217)	692.8 (n=153)	642.7 (n=148)	1350
CADERA AP	1223.9 (n=59)	1013.3 (n=66)	1458.25 (n=148)	1100

Tabla 1. *Valores NRD locales de 3 hospitales del área (ordenados de mayor a menor carga de trabajo). En rojo, los valores que superan los NRD nacionales*

CONCLUSIÓN

Este estudio pone de manifiesto la relevancia de los sistemas de gestión de dosis en el ámbito sanitario, permitiendo identificar oportunidades de optimización en determinados protocolos. Los hallazgos evidencian la necesidad de revisar y ajustar las dosis en exploraciones específicas del área, con el objetivo de alinearlas con los estándares nacionales y mejorar la protección radiológica de los pacientes.

IMPACTO DE LA COLIMACIÓN MANUAL EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA PEDIÁTRICA

Rojo Navarrete, D. (1); García Riñón, D. (1); Yang, G. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Galiano Fernández, P. (1); Sánchez López, R. (1); De La Monja Rey, P. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. (1)
(1) HU La Paz

INTRODUCCIÓN

Las dosis a pacientes sometidos a exploraciones diagnósticas con radiaciones ionizantes deben someterse al principio de optimización. El RD 601/2019 advierte sobre la necesidad de poner especial atención en prácticas especiales como la radiología pediátrica o el intervencionismo.

Uno de los modos de optimizar la dosis a paciente es limitar el campo de irradiación a la zona de interés. Los equipos de radiología intervencionista disponen de distintos tamaños de campo (lupas) que permiten disminuir la región irradiada y obtener una mejor calidad de imagen, a costa de una mayor deposición de dosis.

En este trabajo se ha evaluado el impacto en la dosis y en la calidad de imagen del uso de las mordazas para colimar a partir de una lupa más grande, y la viabilidad de utilizar esta práctica en estudios pediátricos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas e imágenes se llevaron a cabo en un equipo Philips Azurion. Se realizaron dos tandas de medidas: primero, empleando las lupas del equipo (37 cm, 31 cm, 27 cm, 22 cm, 19 cm); después, colimando manualmente desde una lupa mayor (42 cm). En todos los casos, se empleó como maniquí 20 cm de PMMA con el TOR 18FG en el centro de este. Para cada disposición experimental, se tomó una imagen y se midió la tasa de kerma a la entrada del maniquí ($/dotK$) con el Unfors X2.

Para la evaluación de la calidad de imagen se ha obtenido la función de transferencia de contraste (CTF) y la relación contraste-ruido (RCR). Como parámetros representativos de estas dos curvas se han tomado: i) la frecuencia para la cual la CTF toma el valor del 20% ($f_{20\%}$) y ii) el valor de la RCR para el noveno círculo (RCR_9).

RESULTADOS

En la *Figura 1* se observa un ejemplo de las imágenes adquiridas con ambas disposiciones experimentales. En la *Tabla 1* se muestra el resumen de los resultados.

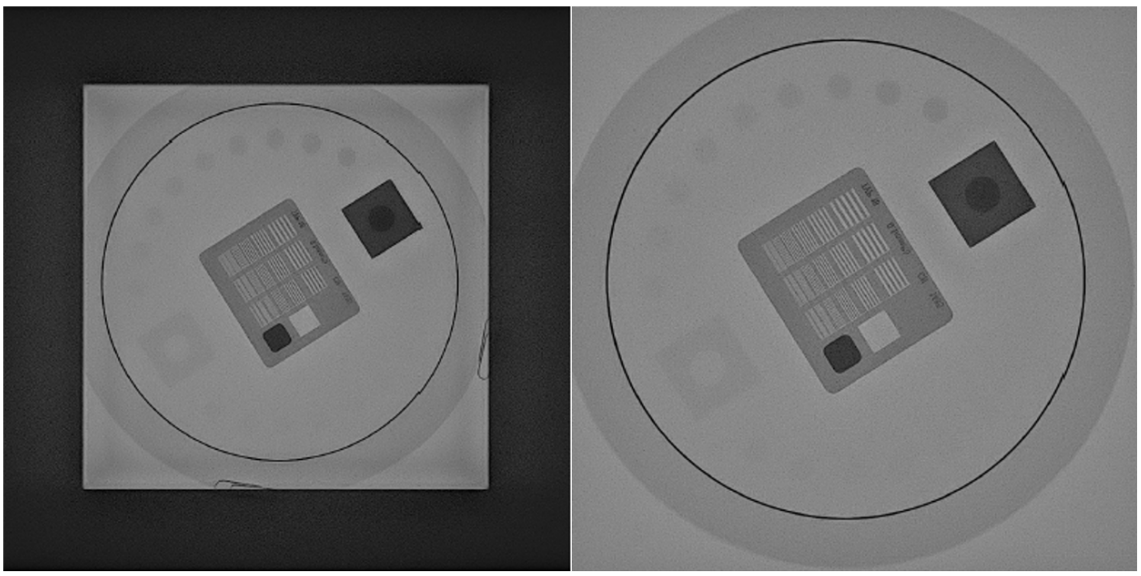


Figura 1. Imagen del maniquí TOR 18FG con la lupa de 42 cm y colimación manual a 37 cm (izquierda) y con la lupa de 37 cm sin colimación manual (derecha).

Lupa (cm)	Colimación (cm)	$\dot{K}$ (mGy/s)	$\nu_{20\%}$ (pl/mm)	RCR_9
37	37	0,240	2.4	0.335
42	37	0,226	2.6	0.364
31	31	0,271	3.0	0.127
42	31	0,221	2.5	0.476
27	27	0,325	3.5	0.403
42	27	0,224	2.5	0.602
22	22	0,383	4.2	0.367
42	22	0,219	2.5	0.495
19	19	0,440	4.2	0.435
42	19	0,215	2.7	0.443

Tabla 1. Resumen de resultados de tasa de dosis y parámetros de calidad de imagen.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El método de la colimación manual conlleva tasas de dosis menores, hasta de un 51 % para la colimación de 19 cm. Sin embargo, este método genera un aumento en $f_{20\%}$. Es decir, existe una pérdida de resolución espacial al no emplear las lupas. Se ha observado que esta diferencia está ligada al tamaño de píxel de cada lupa.

En el caso de la RCR, los resultados no son concluyentes. Pese a que las medidas de RCR_9 son mayores en el caso de la colimación manual, esta tendencia no se ha apreciado para el resto de la curva RCR. Además, al utilizar las mordazas se aprecia un artefacto en los bordes de la imagen (*Figura 1*) que ha podido falsear las medidas de la RCR para cada círculo del maniquí.

En conclusión, la colimación manual puede ser una opción viable para disminución de dosis en estudios pediátricos, siempre que se pueda asumir la pérdida de resolución espacial. Además, no es recomendable ajustar demasiado la colimación, para evitar así el posible artefacto generado por las mordazas.

FACTORES DE CONVERSIÓN DOSIS EFECTIVA – PRODUCTO DOSIS ÁREA EN ESTUDIOS FLUOROSCÓPICOS DE DEGLUCIÓN PEDIÁTRICOS

Garcia Riñon, D. (1); Rojo Navarrete, D. (2); Huertas Martínez, C. (2); Ferrer Gracia, C. (2); Martínez Sánchez, M. (2); Sánchez López, R. (2); Galiano Fernández, P. (2); Alonso Delgado, I. (2); De La Monja Rey, P. (2); Yang, G. (2); Barroso Miranda, M. (2); Pérez Marcos, P. J. (2); Sáez Beltrán, M. (2)

(1) Hospital Universitario la Paz (Madrid); (2) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

La conversión del producto dosis-área (PDA) al indicador estándar de efectos estocásticos, la dosis efectiva (DE), depende en gran medida de la región anatómica y el tipo de procedimiento. Para facilitar esta obtención se presentan factores de conversión (PDA – Dosis) por rango de edad en estudios dinámicos de deglución pediátricos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los estudios dinámicos de deglución suelen constar de 1 o 2 tipos de proyecciones de adquisición (LAT y AP) centradas en el tracto digestivo superior, tomadas mientras el paciente ingiere diferentes sustancias.

Con el fin de evaluar las diferencias por el tamaño de campo utilizado y la edad del paciente, se han obtenido estos factores para 3 tamaños de campo distinto en la proyección LAT (Fig.1) y para 6 edades distintas (0, 1, 5, 10, 15 y 21 (adulto) años).

Las dosis efectivas han sido obtenidas mediante el programa de cálculo PCXMC 2.0, que utiliza los factores de peso (Dosis absorbida–Dosis equivalente) de la ICRP 1031 y un espectro generado mediante simulación MonteCarlo. Los parámetros utilizados para la generación de este espectro han sido los habituales en los estudios realizados para este tipo de procedimiento (78 kVp y 3,1 mm de Al).

Los valores de PDA han sido obtenidos del informe estructurado de cada secuencia.

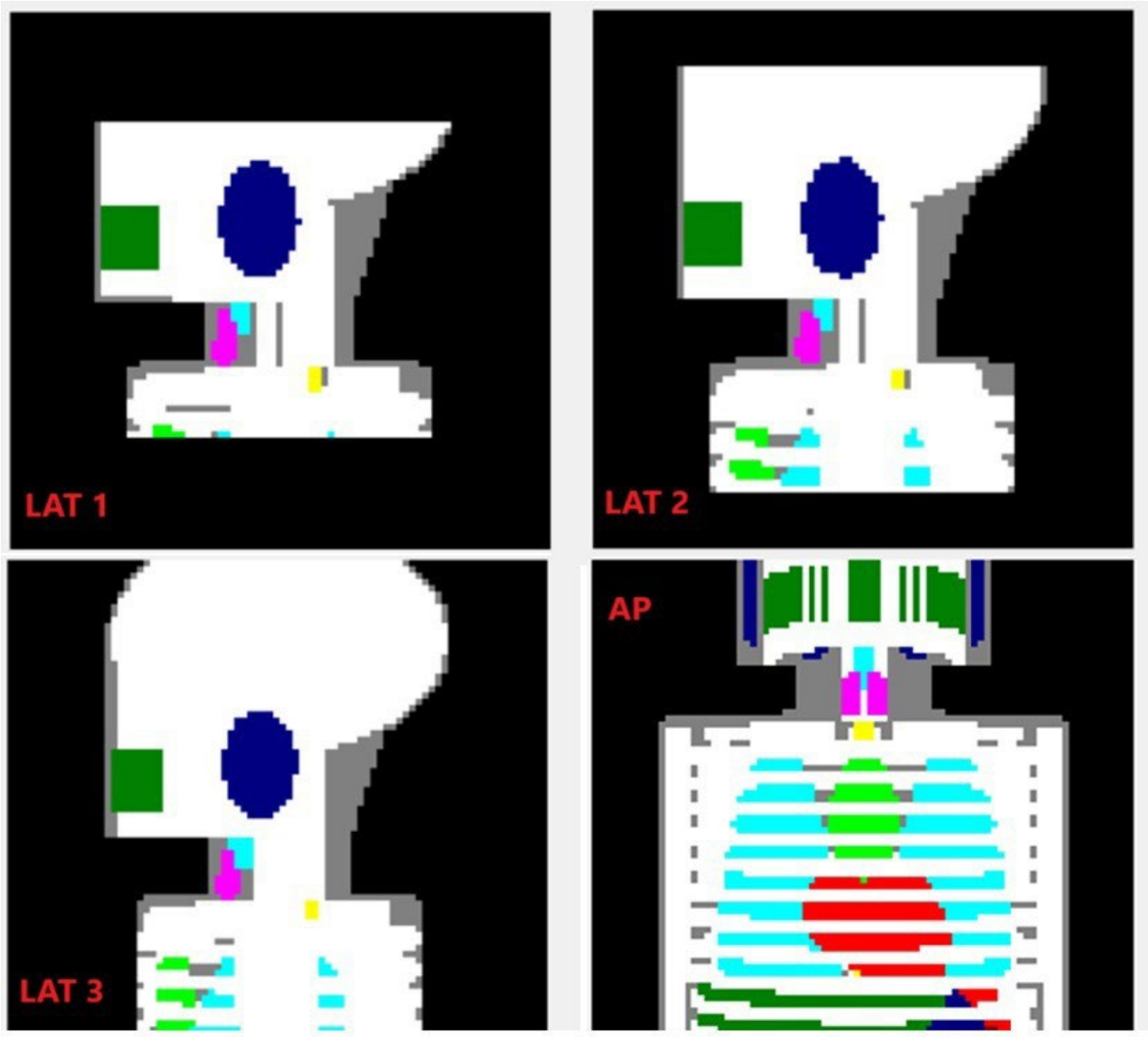


Fig.1 Proyección de los campos laterales para tres tamaños distintos (LAT 1, LAT 2, LAT 3) y AP

Se ha realizado un ajuste biexponencial de estos factores de conversión en función de la edad para los 3 tamaños de campo LAT, un campo LAT promedio y un campo AP; para permitir una mayor precisión en la elección de los factores.

RESULTADOS

Se muestran los coeficientes obtenidos del ajuste biexponencial (TABLA 1). A partir de estos coeficientes para el tipo de campo elegido y la edad en años, se obtienen los factores de conversión (Y) para pasar de PDA (mSv*cm2) a Dosis efectiva (mSv).

$$Dosis/:efectiva/:(mSv)) = Factor/;de/;conversion/:(Y)/:/ast/;PDA/:(mSv/:/ast/:cm^2)$$

$Y = a * e^{b*x} + c * e^{d*x}$					$Y = Factor\ de\ conversion$ X = Edad (años)
	a	**b**	**c**	**d**	**R2**
LAT (1)	0.000592	-1.422	0.0002229	-0.05539	0.9997
LAT (2)	0.0006423	-1.438	0.0002067	-0.05821	0.9996
LAT (3)	0.0005534	-1.405	0.0002206	-0.06467	0.9997
LAT promedio	0.0005962	-1.421	0.0002164	-0.05916	0.9997
AP	0.000927	-1.501	0.0007903	-0.08888	0.9992

TABLA 1. Coeficientes del ajuste biexponencial para la obtención de factores de conversión en función de la edad

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha obtiene una fuerte correlación mediante el ajuste biexponencial para la obtención de los factores de conversión para el rango de edades estudiado (0 – 21) años, con un coeficiente R2 superior al 0,999.

Las variaciones de la utilización de los coeficientes para el campo lateral promedio respecto a los campos LAT 1, LAT 2 y LAT 3 pueden suponer variaciones de dosis de un ± 10 %, un valor aceptable teniendo en cuenta la incertidumbre en este tipo de cálculos.

Con este estudio se puede obtener de manera rápida y con un nivel de precisión aceptable, la dosis efectiva recibida por pacientes pediátricos sometidos a un estudio fluoroscópico de deglución.

BIBLIOGRAFÍA

1. International Commission on Radiation Protection (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP 103. Ann ICRP 2007; 37: 2-4.

DOSIS EFECTIVA EN ESTUDIOS DINÁMICOS DE DEGLUCIÓN PARA PACIENTES PEDIÁTRICOS

Garcia Riñon, D. (1); Rojo Navarrete, D. (2); Huertas Martínez, C. (2); Ferrer Gracia, C. (2); Sánchez López, R. (2); Martínez Sánchez, M. (2); Galiano Fernández, P. (2); Alonso Delgado, I. (2); De La Monja Rey, P. (2); Yang, G. (2); Barroso Miranda, M. (2); Pérez Marcos, P. J. (2); Sáez Beltrán, M. (2)

(1) Hospital Universitario la Paz (Madrid); (2) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

La exposición médica a radiaciones ionizantes constituye uno de los factores de riesgo carcinogénicos, suponiendo el radiodiagnóstico la mayor fuente de radiación no natural sobre la población.

Los pacientes pediátricos son especialmente radiosensibles, con un factor de riesgo entre 2 y 3 veces superior al de la población adulta, por lo que la optimización de los estudios radiológicos es especialmente necesaria en pediatría.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se calculan las dosis efectivas recibidas por 23 pacientes pediátricos (1-20 años) en estudios dinámicos de deglución, realizados en un Telemando AGFA DX–D 800.

Los procedimientos se componen de proyecciones de adquisición laterales en bipedestación, centradas en el tracto digestivo superior y tomadas mientras el paciente ingiere diferentes sustancias (entre 3 y 4 sustancias).

Los parámetros del haz son fijos en corriente (500 mA) y capa hemirreductora (3,1 mm de Al); y variables en kilovoltaje (75-78 kVp) e imágenes por segundo (ips) (4,10 y 15).

Las dosis efectivas se obtienen a partir del programa de cálculo PCXMC 2.0, que utiliza los factores de la ICRP 103 y los parámetros introducidos por el usuario para la generación de un espectro. Los parámetros utilizados para la generación de este espectro han sido distancia foco-intensificador (DFI) = 100 cm, distancia foco-superficie (DFS) = 90 cm y 78 kVp y 3,1 mm de Al.

El programa calcula la dosis efectiva por unidad de indicador de dosis reportado por el equipo. En este caso, se ha utilizado el producto dosis-área (PDA) mostrado por el informe estructurado de cada procedimiento.

RESULTADOS

Se muestra la distribución de las dosis calculadas en función de la edad (FIGURA 1), indicando la media y la desviación típica encontrada (11.41 ± 8.58) mSv; y en función de las imágenes por segundo (FIGURA 2), indicando la media por cada valor de ips.

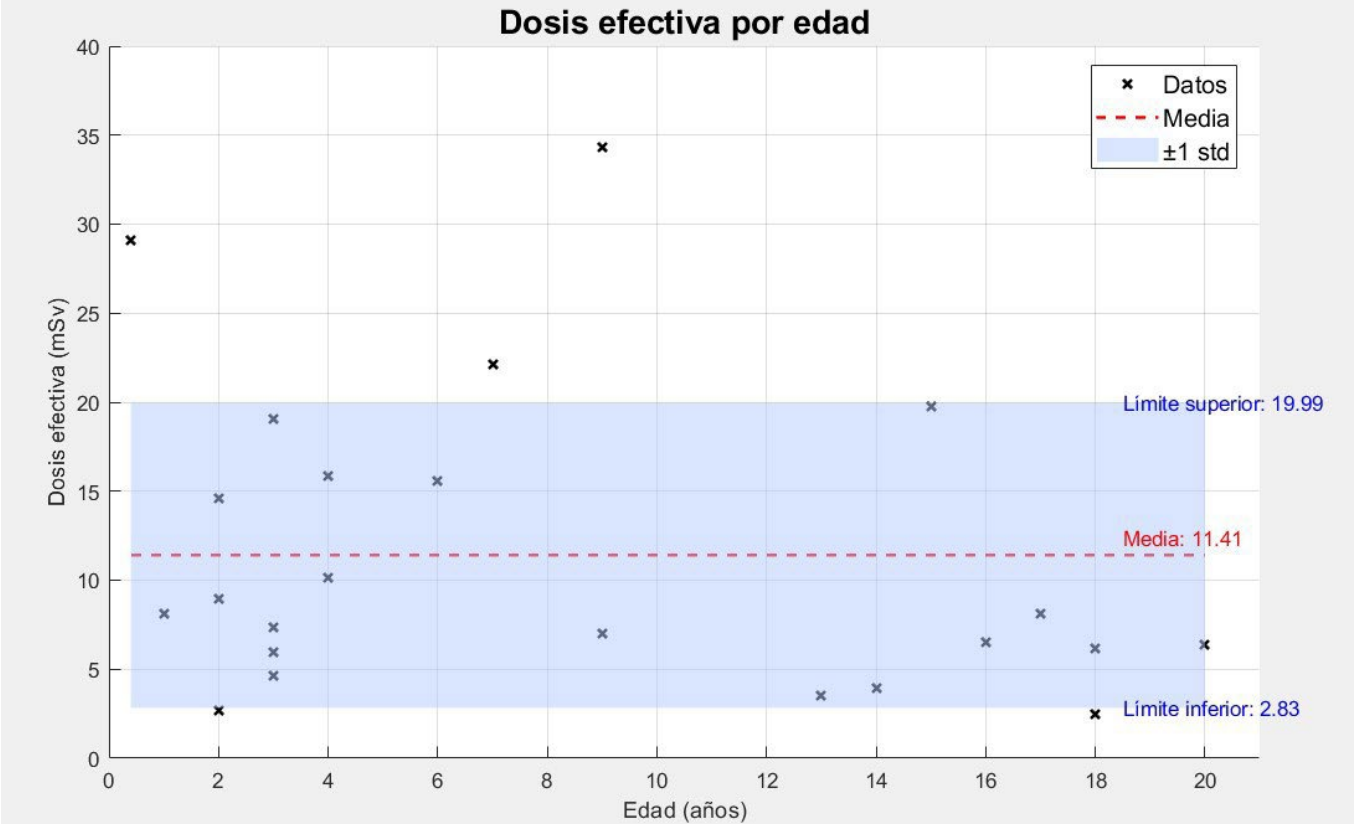


FIGURA 1. Dosis efectiva en función de la edad

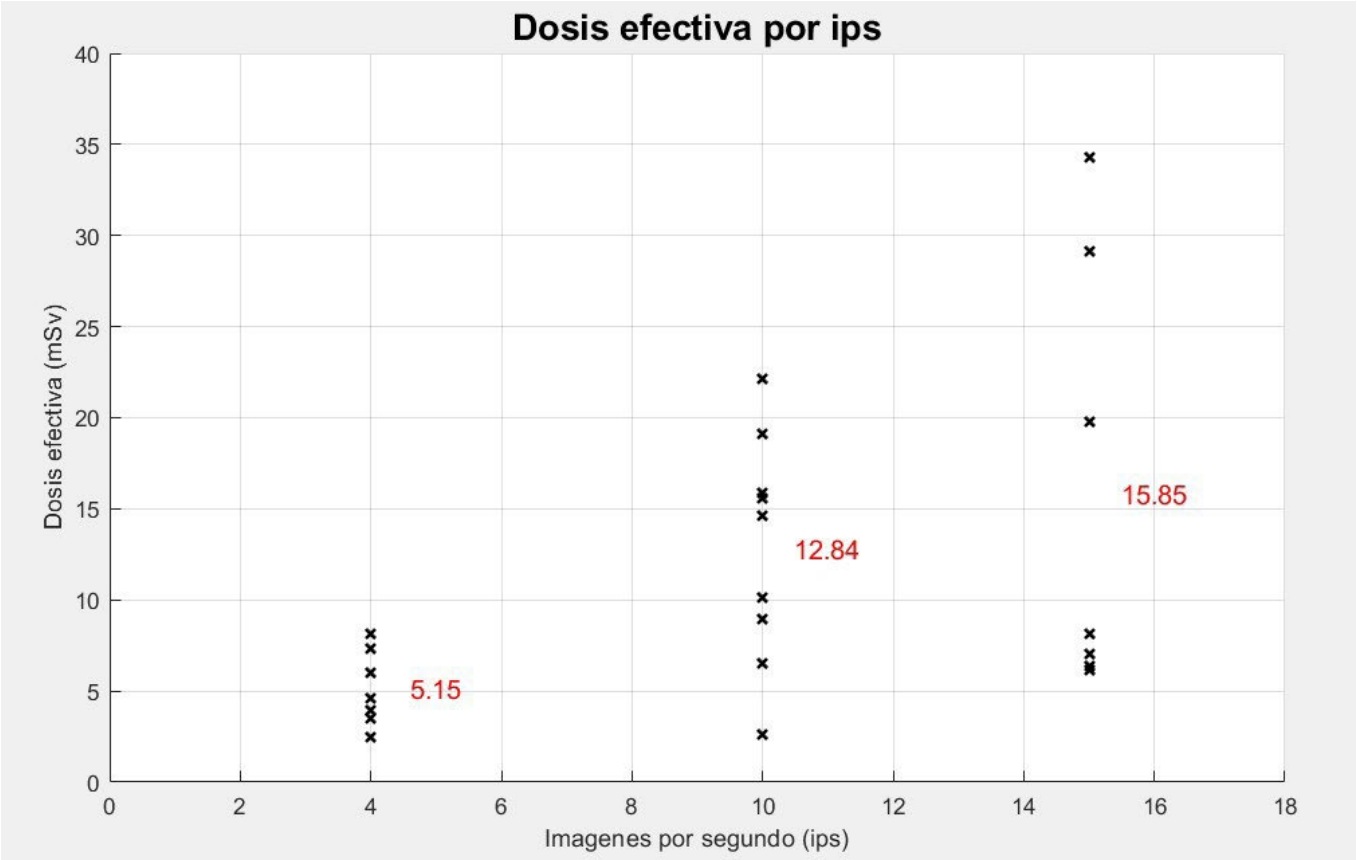


FIGURA 2. Dosis efectiva en función de las imágenes por segundo

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Las dosis encontradas para este tipo de procedimientos son considerables, encontrándose la media en el orden de estudios de cuerpo completo en CT. Mas aún si tenemos en cuenta que son pacientes pediátricos, con alta probabilidad de realizarse otros estudios radiográficos.

Por tanto, la optimización de este tipo de procedimientos supondría una reducción de efectos estocásticos radioinducidos.

En este caso, el paciente se encontraba lo más cerca del detector, lo que reduce el campo irradiado y por tanto la dosis recibida.

Encontramos una fuerte dependencia de la dosis con las ips, mostrando además una mayor dispersión de los datos en los procedimientos realizados con 15 ips, por lo que la elección de este parámetro supone un factor importante de optimización en la exposición al paciente.

VALIDACIÓN CLÍNICA DE SISTEMA DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL DE DIAGNÓSTICO DE RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX GLEAMER CHESTVIEW

Cano Iglesias, E. (1); García Baltar, J. A. (2); González Sánchez, J. (2); Palomo Gómez, J. (2)
(1) HC Marbella y Hospital Universitario Reina Sofía; (2) HC Marbella

INTRODUCCIÓN

La inteligencia artificial (IA) está revolucionando el diagnóstico por imagen en medicina, mejorando la precisión, velocidad y eficiencia en detección de enfermedades. En este trabajo nos disponemos a validar el sistema de Gleamer ChestView sobre el diagnóstico de placas de tórax.

METODOLOGÍA

El software basado en IA de Gleamer ChestView analizó imágenes de tórax realizadas en el hospital HC Marbella diagnosticando cuatro posibles patologías: neumotórax, derrame pleural, nódulos pulmonares y síndromes alveolares. Como resultado del análisis

el sistema informo, en cada estudio, negativos o positivos, indicando a su vez la patología detectada. Fueron utilizadas las placas de tórax diagnosticada por radiólogos de nuestro centro para validar el sistema y conocer sus virtudes y limitaciones.

RESULTADOS

Se seleccionaron 328 placas diagnósticas por radiólogos y se comparó el resultado con la IA. En la siguiente tabla se muestra los resultados:

		RADIÓLOGOS	
		P	N
IA	P	80	12
	N	36	200

TABLA 1. Tabla de clasificación ofrecida en la comparación de resultados de los informes de radiología y los informes de la IA.

La prueba chi cuadrado ofrece un valor p<0.001, indicando que diferencias no fueron debidas al azar.

En la tabla 2 se presentan las pruebas diagnósticas que caracterizan la respuesta del sistema Gleamer.

PRUEBAS DIAGNÓSTICAS	
SENSIBILIDAD	0.69
ESPECIFICIDAD	0.94
VALOR PREDICTIVO NEGATIVO	0.85
VALOR PREDICTIVO POSITIVO	0.87

TABLA 2. Resumen de pruebas diagnósticas.

DISCUSIÓN

El sistema Gleamer de tórax es una aplicación que se utiliza en todas las radiografías de tórax, presentando una utilidad clínica de importancia en el caso de radiografías de urgencias cuando un radiólogo no está disponible. Es necesario validar la IA para conocer sus incertidumbres y en qué casos el sistema no responde de la manera deseada.

Se probó que el sistema posee una concordancia 85% de acierto global. Eliminando el azar de la concordancia se obtiene el índice Kappa de Cohen, con un resultado del 66%. Se demuestra por lo tanto que el sistema puede ser utilizado con una eficacia considerablemente alta1. No obstante, los sistemas IA deben utilizarse con precaución y no debe olvidarse que cualquier diagnóstico ofrecido por el IA debe ser validado por un médico, lo cual queda demostrado con una sensibilidad del 69%.

Los falsos positivos se relacionen con morfologías no entrenadas en la IA. Existe un caso especialmente interesante, donde una cardiopatía congénita se diagnóstica con neumotórax, nódulos y derrame pleural. Nueve de los doce falsos positivos se relacionan con roturas esqueléticas, patologías con las que tampoco se ha entrenado la IA.

Se encontró que 12 de los 36 falsos negativos se correspondieron con posibles enfisemas leves, por lo que realmente existen 24 falsos negativos significativos. Estos falsos negativos se relacionan con patologías intersticiales y granulomas.

CONCLUSIONES

Se demuestra que la IA de Glemaer de diagnóstico de placas de tórax es una herramienta de gran utilidad como ayuda al diagnóstico. No obstante, se demuestra la importancia de una validación paralela por un radiólogo o médico responsable, especialmente en aquellos casos donde la IA informa casos positivos.

REFERENCIAS

1 Landis y Koch (1977)

ESTUDIO DE ARTEFACTOS EN MANIQUÍ DE CONTROL DE CALIDAD EN TOMOSÍNTESIS

Del Olmo Martín, P. (1); Angulo Pain, E. (1); Granado Olmedo, J. M. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) HOSPITAL UNIV. PUERTA DEL MAR

INTRODUCCIÓN

La tomosíntesis de mama se ha consolidado como una técnica de imagen de gran interés en la actualidad. Gracias al movimiento del tubo en forma de arco, es posible adquirir imágenes del tejido mamario desde distintos ángulos y, tras la reconstrucción, obtener imágenes sin superposición de estructuras. Esta característica permite una mejor visualización y una mayor detectabilidad de patologías mamarias en comparación con la mamografía digital convencional.

En el control de calidad de estos equipos se evalúan parámetros fundamentales de la imagen, tales como la resolución espacial, la resolución de bajo contraste y la presencia de artefactos en el detector. Para ello, se emplean maniquíes diseñados específicamente. Sin embargo, al iniciarse su uso, es posible observar artefactos propios del maniquí, cuyo origen puede ser muy diverso y potencialmente confundir la interpretación de los resultados del control de calidad.

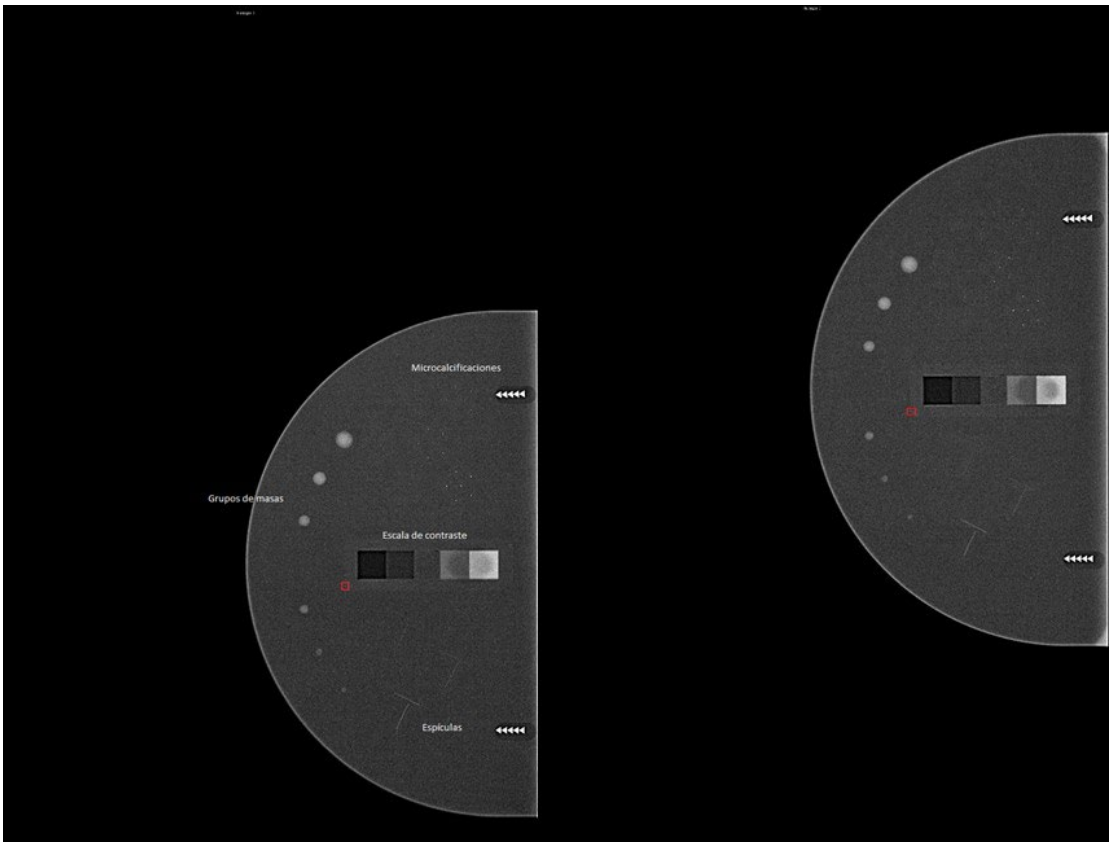
MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un maniquí de tomosíntesis compuesto por ocho láminas semicirculares, cuyo material simula tejido mamario con una composición del 50% adiposo y 50% glandular. Tres de estas placas homogéneas contienen objetos diseñados para el análisis de la calidad de imagen.

Durante el control de calidad de un mamógrafo (Giotto 3DL), se identificaron artefactos en las imágenes del maniquí, por lo que se decidió realizar una serie de adquisiciones adicionales para determinar su origen. Dado que la presencia de partículas sobre el detector puede inducir a confusión en el análisis clínico, se llevaron a cabo múltiples adquisiciones, desplazando el maniquí sobre la superficie del detector tras verificar la ausencia de suciedad. Además, se obtuvo un segundo conjunto de imágenes del mismo maniquí en otro mamógrafo con tomosíntesis (Hologic 3Dimensions), ubicado en otro centro.

Finalmente, las imágenes adquiridas fueron analizadas con el software ImageJ, un programa de procesamiento digital de imágenes desarrollado en Java, con el objeto de detectar los posibles defectos del maniquí o del detector.

RESULTADOS



Se ha evidenciado la presencia de artefactos en numerosas imágenes adquiridas.

Se muestran (Imagen 1) dos imágenes correspondientes a dos posiciones distintas del maniquí sobre el detector del mamógrafo Giotto 3DL. En la primera de ellas se han indicado los distintos parámetros que se evalúan en la calidad de imagen y, encuadrado en color rojo, se encuentra el artefacto hallado en este caso.

Tras realizar un análisis comparativo entre las imágenes obtenidas en los distintos mamógrafos se ha verificado la existencia de los mismos artefactos.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Atendiendo a los resultados obtenidos en la primera parte del estudio se puede descartar que el origen del artefacto se deba a defectos del detector, de ser así, este se habría visualizado en el mismo punto de las dos imágenes mostradas anteriormente.

Este hecho orienta la investigación hacia la posibilidad de que los artefactos hallados pertenezcan al propio maniquí, hipótesis que se ve respaldada por los resultados obtenidos en la segunda parte del estudio.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS EN CATETERISMOS CARDÍACOS: EVALUACIÓN DE DOS SISTEMAS PHILIPS AZURION EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GUADALAJARA

Corredoira Silva, E. (1); López Romero, A. (1); Novo García, E. (1); Angulo Llanos, R. (1); Benitez Peyrat, J. M. (1); Balaguer Recena, J. (1)
(1) Hospital Universitario de Guadalajara

INTRODUCCIÓN

Se realizó un estudio comparativo en el Hospital Universitario de Guadalajara sobre los parámetros dosimétricos en cateterismos cardíacos diagnósticos y terapéuticos entre dos sistemas Philips Azurion, con el objetivo de identificar diferencias en el producto kerma-área (P_{KA}) total, P_{KA} de fluoroscopia, tiempo de fluoroscopia y tiempo total de grafía, así como sus posibles causas.

Los equipos analizados fueron:

Sala 1: Philips Azurion 7 con ClarityIQ y detector de 12”.

Sala 2: Philips Azurion 3 sin ClarityIQ y detector de 15”.

La tecnología ClarityIQ optimiza la calidad de imagen y reduce la dosis de radiación, lo que podría influir en las diferencias observadas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyeron todos los procedimientos diagnósticos y terapéuticos de 2024. Los estudios en la Sala 2 se realizaron debido al cierre temporal de la Sala 1, lo que podría introducir sesgos.

Distribución de procedimientos:

Sala 1: 414 terapéuticos y 364 diagnósticos.

Sala 2: 57 terapéuticos y 59 diagnósticos.

Las variables analizadas fueron P_{KA} Total [dGy.cm^2], P_{KA} de Fluoroscopia [dGy.cm^2], tiempo total de fluoroscopia [s] y tiempo total de grafía [s]. Se utilizaron pruebas de Shapiro-Wilk, Mann-Whitney U y Kolmogorov-Smirnov para el análisis estadístico.

RESULTADOS

Los resultados se presentan en la figura 1. Procedimientos diagnósticos:

P_{KA} total significativamente mayor en la Sala 2 ($p < 0.05$).

Diferencia en la mediana del P_{KA} de fluoroscopia, sin variación concluyente en la distribución total.

No hubo diferencias significativas en el tiempo de fluoroscopia.

Diferencia significativa en el tiempo total de grafía, siendo mayor en la Sala 1.

Procedimientos terapéuticos:

P_{KA} total significativamente mayor en la Sala 2 ($p < 0.05$).

Sin diferencias significativas en el P_{KA} de fluoroscopia, indicando mayor PKA por grafía en la Sala 2.

Tiempo de fluoroscopia menor en la Sala 2 ($p < 0.05$), sugiriendo el uso de protocolos de cine con mayor dosis para compensar la menor calidad de imagen.

Sin diferencias significativas en el tiempo total de grafía.

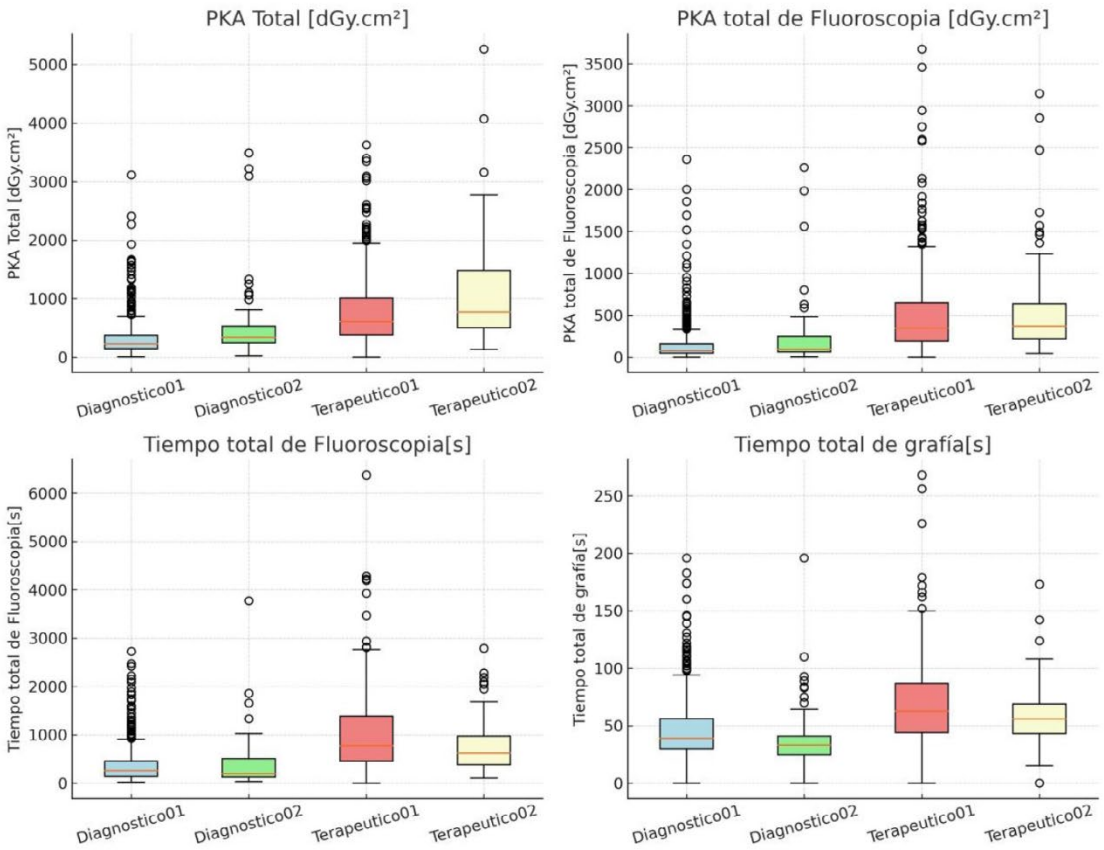


Figura 1. Comparación de distribuciones mediante boxplots. 01 Sala equipada con equipo Azurion7. 02 Sala equipada con equipo Azurion3

DISCUSIÓN

Se encontraron diferencias en los parámetros dosimétricos entre las salas, atribuibles a:

Tecnología ClarityIQ: Probable factor en la menor dosis de radiación en la Sala 1.

Tamaño del detector: El detector más grande del Azurion 3 podría haber aumentado el P_{KA}.

Protocolos ajustados: En procedimientos diagnósticos,en la Sala 2 se utilizó mayor dosis, especialmente en grafía, para compensar la menor calidad de imagen.

Complejidad de los procedimientos: Los procedimientos terapéuticos en la Sala 2 podrían haber sido menos complejos, reduciendo el tiempo de fluoroscopia.

CONCLUSIONES

Las diferencias dosimétricas se relacionan con las características técnicas de los equipos, destacando el efecto de la tecnología ClarityIQ y el tamaño del detector. La Sala 2 presenta una relación dosis/tiempo de fluoroscopia y grafía menos eficiente, especialmente en diagnósticos.

Se recomienda un seguimiento continuo de los parámetros dosimétricos para optimizar la seguridad radiológica. Además, se sugieren estudios adicionales sobre la relación entre calidad de imagen y dosis de radiación, asegurando que la reducción de dosis no afecte la eficacia diagnóstica o terapéutica.

PORCENTAJE DE MONITORES DE DIAGNÓSTICO QUE PRESENTAN DEFICIENCIAS Y ABUNDANCIA RELATIVA DE LAS MÁS HABITUALES EN EL ÁMBITO SANITARIO DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE VALLADOLID

Pérez Gómez, F. (1); Viñe Garcia, D. (1); Bosch Mellinas, T. (1); Antón García, D. (1); Viloria Calles, A. I. (1); Agulla Otero, M. (1); Pena Vaquero, S. (1); Soto Angona, R. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Villar Vazquez, C. (1); Andres Rodriguez, C. (1); Miguel Perez, D. (1); Torres Cabrera, R. (1); Donis Gil, S. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Alonso Hernandez, D. (1); Sanchez Perez, M. (1); Montoya Armisen, P. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

La mayoría de los monitores de diagnóstico hoy en día incorporan un sensor interno de calibración, junto con un software de control del mismo. De esta manera, se permite su potencial autocalibración periódica en momentos del día que no interfieren con las horas de la jornada en las que están más demandados por los servicios de Radiodiagnóstico para su uso clínico. Sin embargo, nuestra experiencia tras realizar sistemáticamente un control anual a los monitores es que esta situación ideal no se da en un número elevado de ellos. Esta falta de una calibración periódica puede ocasionar una variedad de problemas en su ajuste, que llamamos deficiencias. Unas se podrían considerar leves, mientras que otras pueden incluso llegar a comprometer el diagnóstico médico. En este trabajo se presenta el porcentaje de verificaciones que presenta al menos una deficiencia y la abundancia relativa de las más habituales.

MATERIAL Y MÉTODOS

El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRFyPR) de Valladolid se encarga del control de calidad anual de equipos de radiodiagnóstico en las provincias de Palencia, Segovia y Valladolid. A su vez, con periodicidad también anual, verifica los monitores de los servicios de Radiodiagnóstico existentes en dichas provincias y emite un informe sobre su estado. Éste pasa a manos de los Técnicos en Protección Radiológica, que elaboran un listado resumen de las deficiencias notificadas. A partir de éste, se han definido unos grandes grupos de deficiencias que engloban todas las notificadas en los informes.

La muestra se compone de 656 verificaciones realizadas entre 2016 y 2024 en 8 centros: Hospital General de Segovia, Hospital Río Carrión de Palencia, Hospital San Telmo, Centro de Salud de La Puebla, Hospital Clínico Universitario de Valladolid, Hospital Universitario Río Hortega, Hospital Comarcal de Medina del Campo y Centro de Especialidades Arturo Eyries.

RESULTADOS

Se obtuvo la siguiente gráfica de la abundancia de cada grupo de deficiencias, nombrados en el eje horizontal. Se muestra también el porcentaje relativo que supone cada grupo.

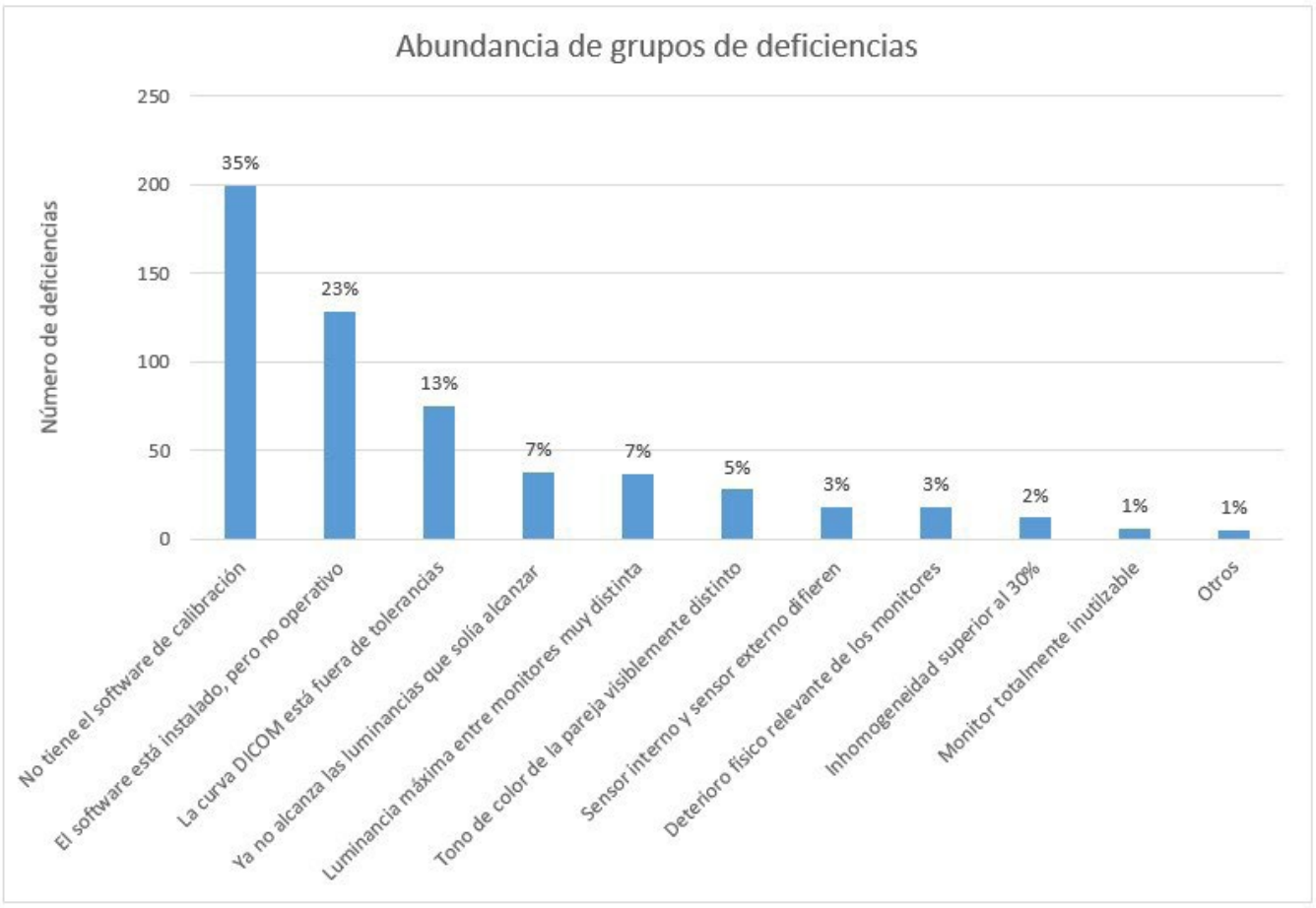


Figura 1: Abundancia de cada grupo de deficiencia

Se observó también que más del 80% de las verificaciones estudiadas mostraba al menos una deficiencia perteneciente a los grupos mostrados en la gráfica.

DISCUSIÓN

Se observa que las dos deficiencias más comunes (el 58% en total) están relacionadas con un mal funcionamiento del sistema de autocalibración del monitor. A pesar de ello, solamente el 13% de las deficiencias se deben a una curva de ajuste DICOM mal calibrada. El envejecimiento de los monitores y su pérdida progresiva de luminancia es el responsable mayoritario de las deficiencias que atañen a la luminancia máxima (14% en total).

CONCLUSIONES

Aunque es muy frecuente que los monitores de diagnóstico no se autocalibren periódicamente, no suelen mostrar desajustes graves en su curva DICOM. Las horas de uso innecesarias (dejar la pantalla encendida sin atención) provocan el envejecimiento acelerado de estos sistemas, haciendo necesaria su sustitución prematura debido a una pérdida de luminancia máxima.

NIVELES DE REFERENCIA LOCALES EN ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA PARA 9 TCS

Derecho Torres, F. A. (1); López Martín, N. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

Entre el año 2020 y 2021, en las áreas de salud gestionadas por el Hospital Virgen del Rocío se produjo la renovación y ampliación de todos los TCs presentes en sus distintos hospitales. En total se pusieron en funcionamiento 9 TCs y todos se conectaron

a un sistema de gestión de dosis. El objetivo de este estudio es analizar los niveles de referencia de los estudios más repetidos y compararlos con la bibliografía existente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Durante los años 2020 y 2021, se pusieron en marcha 9 TCs de la misma marca y modelo (General Electriy Revolution EVO) y todos se conectaron al sistema de gestión de dosis General Electric DoseWatch. Se han tomado los datos desde la puesta en funcionamiento de los TCs hasta el día 29 de enero de 2025.

De entre todos los protocolos existentes se han seleccionado los 5 usados con más frecuencia en adultos para un total de 140579 estudios.

De estos pacientes se ha extraído el indicador dosimétrico DLP, en concreto la media de los datos para hacer el análisis y se ha comparado con la literatura existente.

También se ha comparado con los DRLs existentes de los TCs que han sido sustituidos.

RESULTADOS

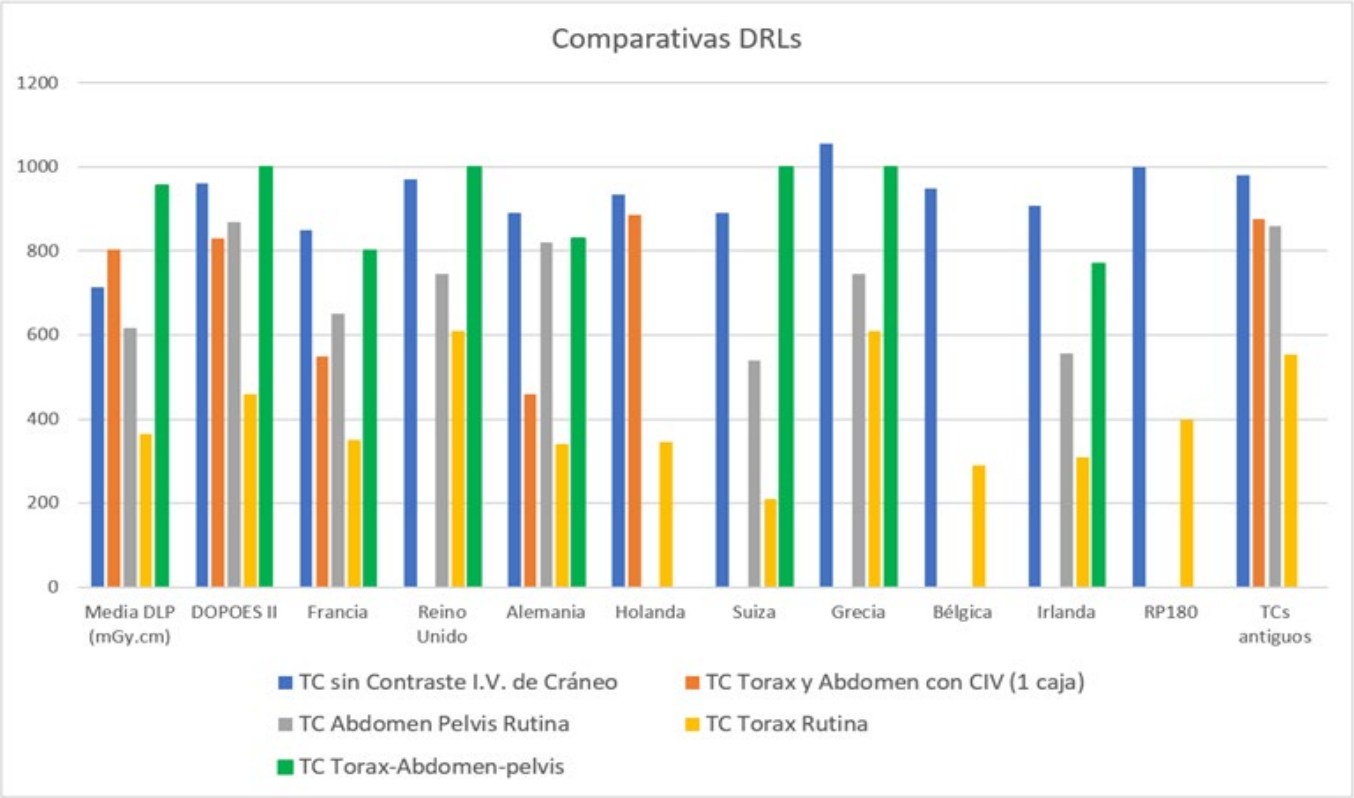
Los datos obtenidos se pueden ver en la siguiente tabla.

Descripción local del estudio	Número estudios	Media DLP (mGy.cm)	DOPOES II	RP180	TCs antiguos
TC sin Contraste I.V. de Cráneo	61307	713	960	1000	980
TC Tórax y Abdomen con CIV (1 caja)	32466	803	830		875
TC Abdomen Pelvis Rutina	28410	617	870		860
TC Tórax Rutina	12097	365	460	400	554
TC Tórax-Abdomen-pelvis	6299	955	1000		

Tabla DRLs locales según estudio y comparación con literatura y TCs retirados.

DISCUSIÓN

Del análisis de los DRLs obtenidos para los procedimientos más usuales y su comparación con la literatura existente podemos observar los DRLs de los 5 procedimientos analizados están por debajo de los valores de los DRLs nacionales y europeos. Además, se aprecia un descenso en el valor en comparación con los DRLs de los antiguos TCs. En el siguiente grafico se puede observar la comparación entre los datos obtenidos y diferentes DRLs de países europeos.



Comparativa entre diferentes DRLs y datos locales

CONCLUSIÓN

La renovación tecnológica por si sola permite una reducción notable de la dosis recibida por los pacientes en estudios radiológicos. Por ello es importante un plan de renovación y no alargar la vida de los equipos hasta que queden obsoletos.

No obstante, la renovación es solo una herramienta más de la optimización de dosis, siendo fundamental la correcta justificación de las pruebas y una correcta optimización tanto de procedimientos como de técnicas.

ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD EN LAS PRUEBAS DE ACEPTACIÓN DE 14 ARCOS QUIRÚRGICOS DE NUEVA ADQUISICIÓN

Picón García, F. (1); Derecho Torres, F. A. (1); López Martín, N. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

Entre los meses de enero y julio de 2024 se han instalado 14 arcos quirúrgicos modelo OEC One CFD de General Electric en el Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla). La estandarización y la reproducibilidad de los parámetros dosimétricos son indispensables para garantizar la calidad de las imágenes en procedimientos quirúrgicos, así como la seguridad radiológica en su uso.

Este estudio tiene por objetivo evaluar la reproducibilidad de los parámetros dosimétricos más destacados medidos en las pruebas de aceptación de los 14 equipos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las pruebas de aceptación fueron realizadas por tres operadores diferentes representadores de la empresa suministradora y en presencia de dos facultativos diferentes de Radiofísica, según disponibilidad. Para ello se utilizó un dosímetro RaySafe X2. Se analizaron los resultados de las pruebas dosimétricas más relevantes: rendimiento, capa hemirreductora a 80 kV (HVL), filtración total, tasa de dosis al paciente para diferentes tamaños de campo y tasa de dosis máxima al paciente para diferentes modalidades

de fluoroscopia. La evaluación de la diferencia entre equipos se llevó a cabo mediante el cálculo del coeficiente de variación (CV) para cada prueba.

Se hizo uso del modo manual para las medidas de rendimiento, HVL y filtración total; mientras que las de tasa de dosis se realizaron con técnica automática y 20 cm de PMMA entre el detector y el dosímetro. Para las pruebas de tasa máxima se ajustó manualmente la mayor técnica permitida por el equipo (110 kV y 5 mA).

RESULTADOS

Los resultados de las pruebas de aceptación correspondientes a los 14 equipos cumplieron las especificaciones del fabricante y las tolerancias establecidas para las pruebas de carácter inicial del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (SEFM, 2011). Se pueden observar los resultados en la siguiente tabla.

	Rendimiento (µGy/mAs)	HVL (mmAl)	Filtr. Total (mmAl)	Tasa normal 21 (mGy/min)	Tasa alta 21 (mGy/min)	Tasa máx normal (mGy/min)	Tasa máx alta (mGy/min)	Tasa máx pulsada (mGy/min)
Media	27,23	4,12	6,44	15,4	22,1	29,39	44,04	11,08
Tolerancia Fabricante y PECCRD 2011	> 25	> 2,5	> 2,5	≤ 50	≤ 100	≤ 100	≤ 200	≤ 100
CV	4,17%	1,33%	2,56%	11,91%	13,62%	4,99%	4,89%	8,30%

Tabla con los valores medios y su coeficiente de variación

DISCUSIÓN

Los parámetros de caracterización del haz evidenciaron una reproducibilidad excelente, presentando CV inferiores al 4%. Los CV de la tasa de dosis máxima se encontraron por debajo del 8% para todas las técnicas empleadas. Además, todos los valores obtenidos estaban incluso por debajo de las tolerancias para tasa de dosis al paciente en modo normal.

En la siguiente gráfica se pueden observar los coeficientes de variación de cada prueba.

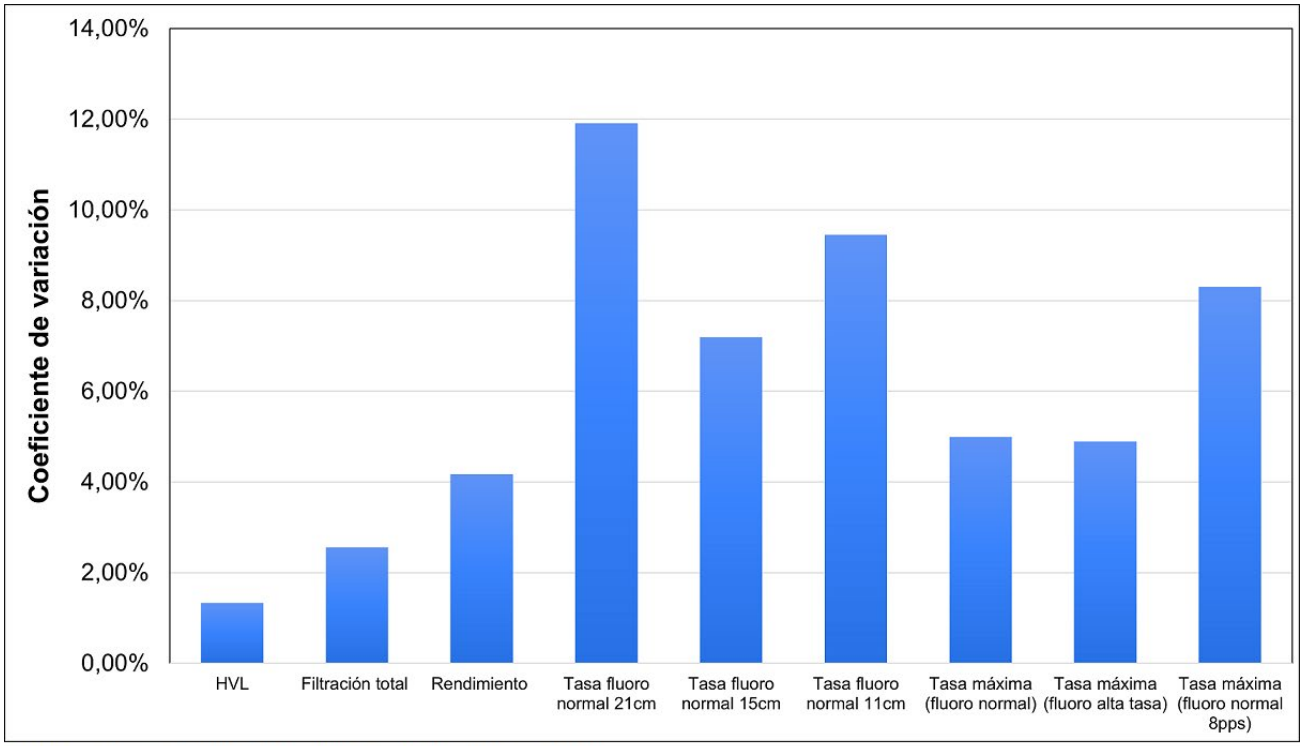


Gráfico con los coeficientes de variación según la prueba realizada

CONCLUSIÓN

Los resultados reflejan una reproducibilidad adecuada en los parámetros dosimétricos fundamentales que caracterizan el equipo, aunque se ha identificado una variabilidad notablemente mayor en las tasas de dosis a paciente, donde la técnica era ajustada automáticamente por el equipo.

Estos datos destacan la importancia de realizar pruebas de aceptación exhaustivas y reproducibles para los nuevos equipos, garantizando así la seguridad en términos de protección radiológica y la optimización de dosis en los procedimientos de imagen.

IMPACTO DEL FILTRO DE PLATA EN LA CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

Caudepón Moreno, F. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Miquelez Alonso, S. (1); García Iglesias, N. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Martín Veganzones, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Canon Medical Systems (Otawara, Tochigi, Japón) ha desarrollado un filtro de plata para algunos de sus sistemas de TC con el objetivo de reducir la dosis de radiación en estudios de cribado pulmonar. En este estudio, se analizan diferentes métricas de calidad de imagen para evaluar el impacto de este filtro en la calidad de las imágenes adquiridas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó un sistema de TC Aquilion One Prism (Canon, Japón) equipado con filtro de plata.

Para la evaluación de calidad de imagen, se utilizó el maniquí Mercury (Gamex, Sun Nuclear). Las imágenes del maniquí Mercury se adquirieron en las tres secciones de mayor diámetro (350 mm, 300 mm y 250 mm) con las técnicas y protocolos indicados en la Tabla 1.

De acuerdo con la guía TG299 de la AAPM, este maniquí permite calcular la Transfer Function (TTF) de los insertos, el Noise Power Spectrum (NPS) y evaluar el índice de detectabilidad ID. La tarea de detección definida corresponde a la visualización de un objeto de alto contraste y pequeño tamaño.

El software ImQuest (Duke University, Durham, EE.UU.) se empleó para el cálculo de las métricas analizadas. Los resultados fueron exportados a una hoja de cálculo para su análisis.

RESULTADOS

	Diam (mm)	kV	CTDIvol (mGy)	SSDE (mGy)	Algoritmo	Filtro	FOV (mm)	Matriz (px)	Píxel (mm)	Corte (mm)
TORAX RUTINA	350	120	12.21	12.45	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00
	300	120	5.80	7.13	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00
	250	120	3.00	4.44	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00
TORAX BAJA DOSIS	350	100	6.40	6.53	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00
	300	100	3.02	3.71	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00
	250	100	1.60	2.37	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00
TORAX SILVERBEAM	350	120 SB	4.03	4.11	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00
	300	120 SB	2.20	2.71	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00
	250	120 SB	1.00	1.48	AiCE	Pulmon 1 mm	390.00	512.00	0.76	1.00

Tabla 1.- Datos de adquisición y reconstrucción de las imágenes

- En la Tabla 1, se observa que los valores de CTDIvol en el protocolo Tórax SilverBeam fueron entre 62% y 67% menoresrespecto al Tórax Rutina y entre 27% y 38% menores respecto al Tórax Baja Dosis.
- La Figura 1.a muestra que los valores de Índice de Detectabilidad fueron inferiores a los obtenidos con los protocolos de Tórax Rutina y Tórax Baja Dosis.
- En la Figura 1.c, se evidencia que los valores de ruido en el protocolo Tórax SilverBeam son similares a los obtenidos en el protocolo Tórax Baja Dosis y menores que en el protocolo Tórax Rutina.
- En la Figura 1.d, los valores de frecuencia espacial del 10% de TTF en el protocolo Tórax SilverBeam fueron inferiores a los otros protocolos pero en menor medida que en otras métricas.

DISCUSIÓN

Los resultados sugieren que el protocolo Tórax SilverBeam mantiene métricas favorables en la detección de estructuras pequeñas de alto contraste, como las requeridas en estudios de cribado pulmonar, con reducciones de dosis significativas respecto a los protocolos de Tórax Rutina y Tórax Baja Dosis. La calidad de imagen global (Índice de Detectabilidad) es inferior, lo cual es esperable dado que este protocolo está optimizado para una tarea diagnóstica específica.

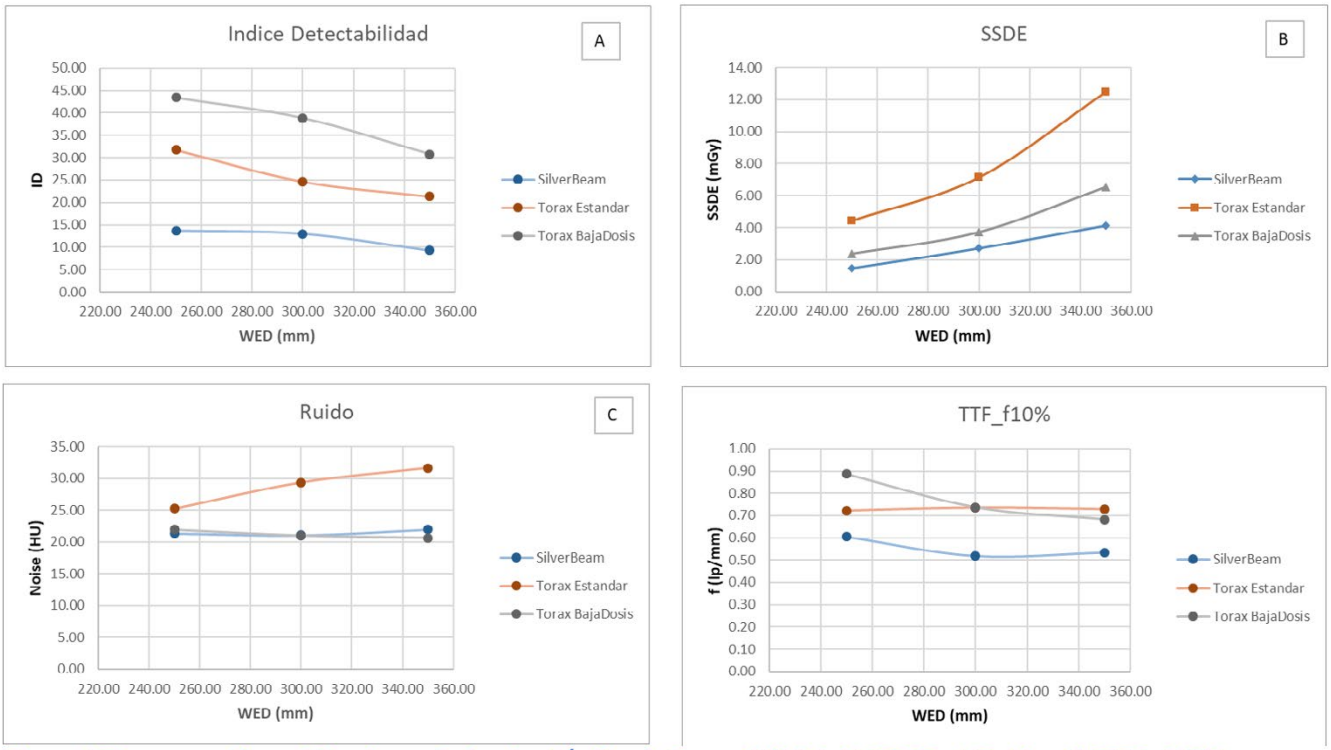


Figura 1. Representación gráfica de resultados de a) Índice de Detectabilidad, b) SSDE, c) Ruido y d) TTF al 10%

CONCLUSIÓN

Los especialistas en radiología deben determinar si la calidad de imagen obtenida con el protocolo Tórax SilverBeam es suficiente para el diagnóstico en programas de cribado pulmonar. La calidad de imagen técnica es adecuada para esta aplicación específica, con una reducción sustancial de la dosis de radiación administrada al paciente.

ANÁLISIS DEL ÍNDICE GNL COMO HERRAMIENTA DE OPTIMIZACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

Caudepón Moreno, F. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Martín Veganzones, M. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Mañeru Camara, F. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Gorrachategui Susperregui, A. (1); García Iglesias, N. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

El índice Global Noise Level (GNL), definido por Christianson et al., es una métrica utilizada para cuantificar el nivel de ruido en imágenes clínicas de TC. El presente estudio tiene como objetivo evaluar la fiabilidad del índice GNL como métrica para la optimización de la calidad de imagen en estudios clínicos de tomografía computarizada (TC).

MATERIAL Y MÉTODOS

El software de gestión de dosis DOSE (Qaelum, Lovaina, Bélgica) fue utilizado para la obtención de los valores de WED, SSDE y GNL en estudios de TC.

Se analizaron los valores del índice GNL Tejido Blando en estudios de abdomen y GNL Hueso en estudios de tórax de cuatro equipos de TC de nuestro centro hospitalario (tres sistemas Siemens y un sistema Philips).

Se estableció la relación entre el índice GNL y el valor de SSDE correspondiente a la adquisición. Se calcularon las medianas de GNL y SSDE en conjuntos de datos homogéneos respecto a parámetros como el kernel de reconstrucción (FBP), el nivel de reconstrucción iterativa y el espesor de corte de la imagen reconstruida.

Se realizó un análisis del valor GNL Tejido Blando diferenciado para los kernels de reconstrucción optimizados para la reducción de ruido en estudios de abdomen y de GNL Hueso aquellos destinados al realce de bordes en estudios de tórax.

RESULTADOS

En los estudios de abdomen (FIGURA 1), se observó que las series adquiridas con kernels de menor reducción de ruido (Br40) presentan valores inferiores de GNL Tejido Blando a los obtenidos en series de mayor reducción de ruido (Br36). A mayor nivel de reconstrucción iterativa (Br40\3 frente a Br40\2) se requiere menor valor de SSDE para alcanzar valores similares de GNL Tejido Blando.

En los estudios de tórax (FIGURA 2), las series con kernels de mayor realce de bordes (Br64 frente a Br60) presentan valores superiores de GNL Hueso y a mayor nivel de reconstrucción iterativa (nivel 3 frente a nivel 2) se observa valores de SSDE inferiores para alcanzar valores superiores de GNL Hueso.

Los resultados obtenidos para estudios de abdomen y tórax muestran valores de GNL superiores en los estudios realizados con el equipo Philips (B_1,5 e YB_1,5) los valores de GNL obtenidos con los equipos Siemens pero con menor valor de SSDE.

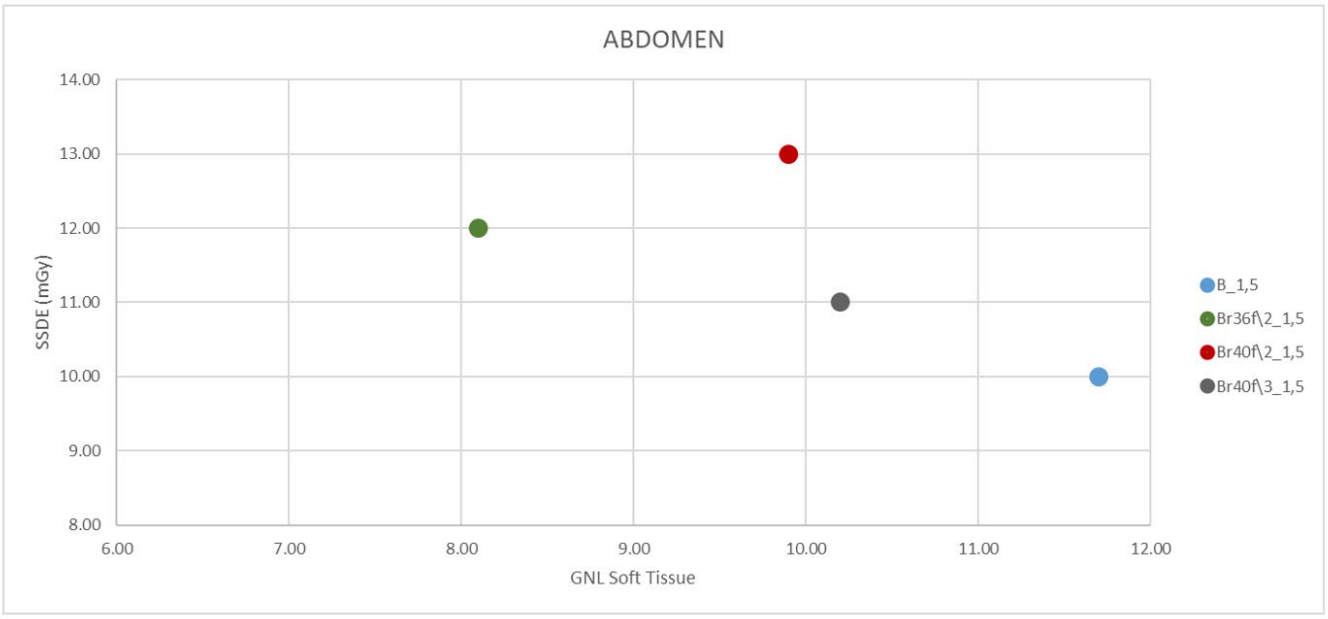


Figura 1. - Resultados de GNL Tejido Blando en estudios de abdomen

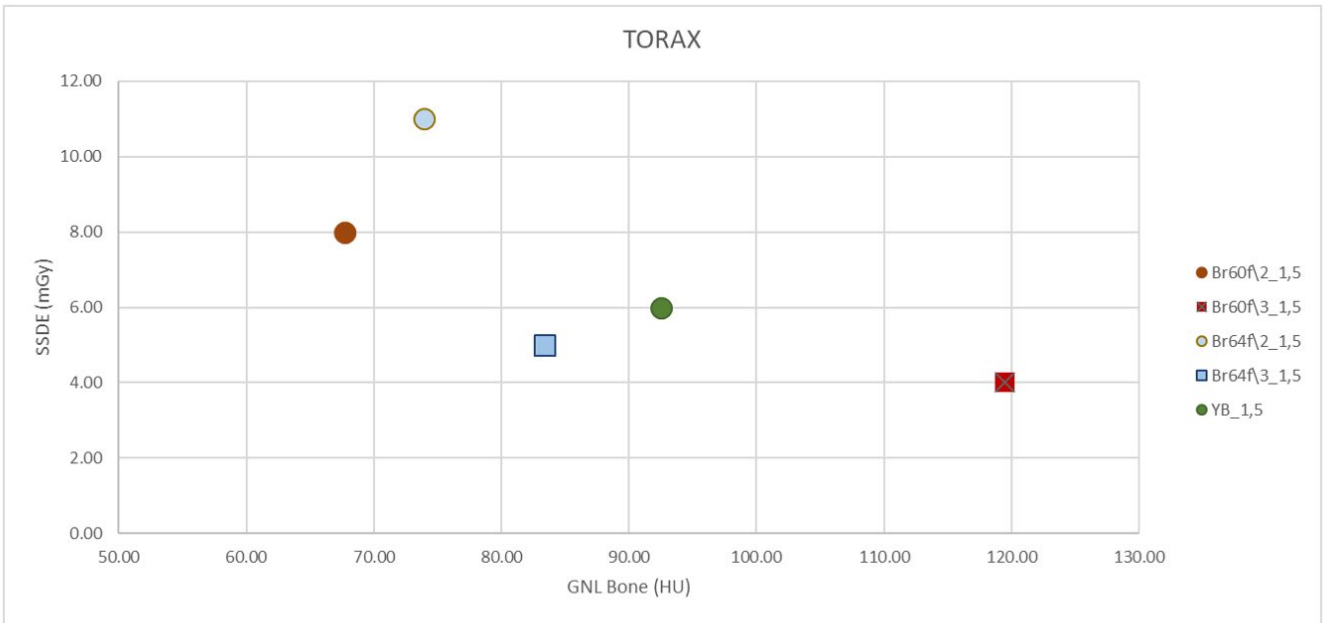


Figura 2. - Resultados de GNL Hueso en estudios de tórax

DISCUSIÓN

Los valores de GNL son sensibles a cambios en el algoritmo utilizado en el proceso de reconstruccion de la imagen. Analizando los valores de GNL y su relación con la SSDE en los diferentes protocolos clinicos se puede obtener una valiosa información sobre la calidad de imagen y nivel de dosis utilizado para el objetivo clinico.

CONCLUSIÓN

El índice GNL se presenta como una métrica muy útil para evaluar la calidad de imagen clínica y optimizar los protocolos clínicos.

CONTROL DE CALIDAD DE MONITORES DE RADIODIAGNÓSTICO MEDIANTE LA PLATAFORMA BARCOQAWEB

Gómez González, N. (1); Jiménez Albericio, F. J. (1); Castán Guerrero, C. (1); Vera Tena, D. (1); González González, E. (1); López-Blanco Díaz, P. (1); García Romero, A. (1); Ortega Pardina, P. (1); Barranco López, A. (1); Calvo Carrillo, S. (1); Castro Moreno, R. (1); Serrano Zabaleta, S. (1); Ruiz Manzano, P. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

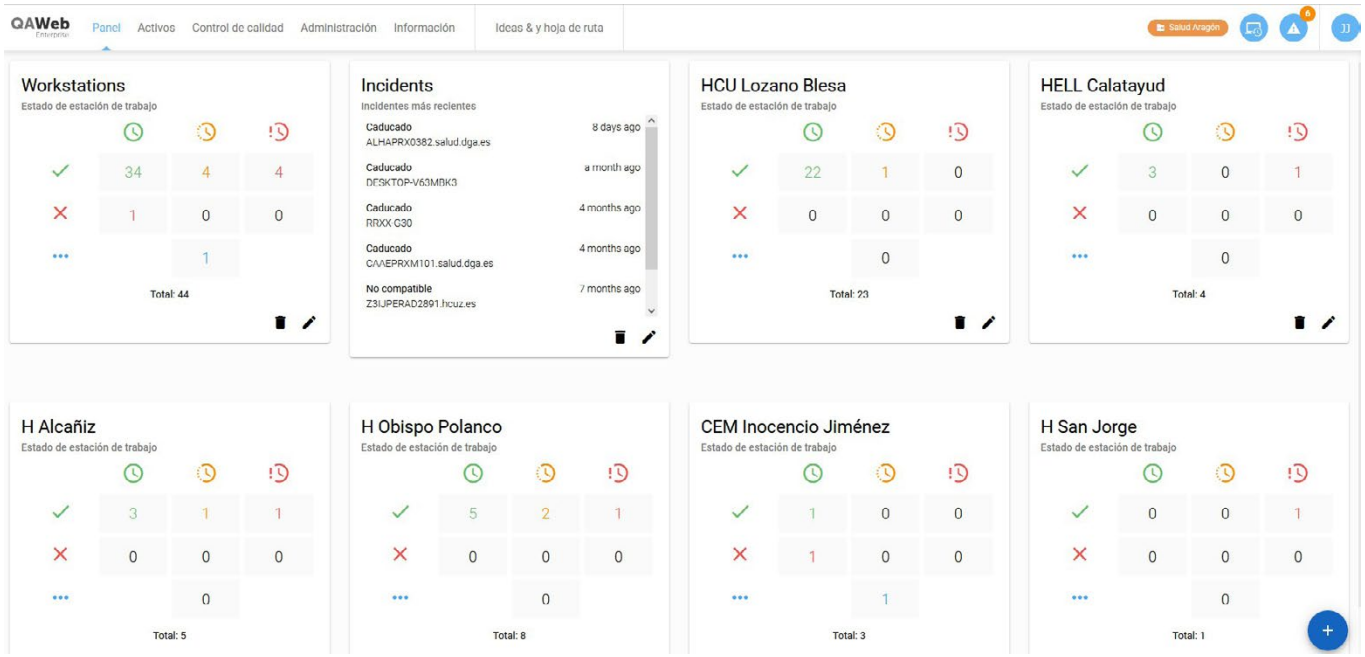
INTRODUCCIÓN

El control de calidad de monitores para el diagnóstico médico por imagen forma parte del control de calidad en Radiodiagnóstico [1, 2, 3, 4]. En 2024 se instaló en Aragón la plataforma BarcoQAWeb_Enterprise [5, 6] que permite el control de calidad remoto de los monitores de imagen utilizados en diagnóstico médico por imagen siguiendo los protocolos de referencia.

MATERIAL Y MÉTODOS

La plataforma consta de dos elementos:

- **QAWeb_Enterprise_Agent** (Agente) que se instala en las estaciones de trabajo cuyos monitores quieran darse de alta en la plataforma. Este software requiere sistema operativo MSWindows_10_64-bit o superior, un luminancímetro integrado, y una conexión https. Es muy recomendable la conexión adicional entre la estación de trabajo y su monitor mediante USB.
- **QAWeb_Enterprise_Portal_and_Online_Service** La plataforma central alojada en la nube y mantenida por Barco cumple dos funciones principales:
- Los Agentes se conectan al servicio en línea para consultar su configuración QA. Envían su estado y los resultados de las tareas al servicio en línea, que proporciona un almacenamiento central de datos.
- El Portal es una aplicación web a la que los usuarios pueden acceder mediante un navegador web compatible y configurar los ajustes, ver resultados de las pruebas y, en ocasiones, solucionar problemas de forma remota.
- El navegador dispone de los menús:
- Panel: Indicadores del estado de las tareas de control de calidad en los monitores administrados.
- Activos: Listado y características de estaciones de trabajo y monitores administrados.
- Control de Calidad: Estado de las tareas de QA y conectividad de las estaciones de trabajo. Políticas de calibración, QA, y luz ambiental para distintos usos, e informes.
- Administración: Estructura jerarquizada de la organización.
- Información: Estadísticas de modelos de monitores, distribución por políticas, distribución de dispositivos según la caducidad en servicio técnico o en garantía, y según el estado de la garantía por uso de luz de fondo.



RESULTADOS

La plataforma BarcoQAWeb nos ha permitido la gestión a distancia del control de calidad y la automatización de tareas en 44 monitores en los 6 centros del Sector Sanitario Zaragoza III. Se han establecido dos políticas de QA según el uso del monitor: convencional (37) y mamografía (7).

Sin embargo, en un año la sucesión de seis versiones del agente, y otras incidencias han alterado frecuentemente la conectividad lo que ha requerido la intervención del usuario y de los servicios de Informática para restablecerla.

DISCUSIÓN

La experiencia del primer año de uso de la plataforma BarcoQAWeb ha supuesto un avance importante en la automatización de la gestión del control de calidad de monitores. Sin embargo, en términos generales, todavía no ha disminuido el tiempo del Servicio de Física dedicado a esta tarea.

CONCLUSIÓN

El control de calidad de monitores de diagnóstico médico por imagen mediante la plataforma BarcoQAWeb puede facilitar la gestión del control de calidad de los monitores de diagnóstico médico por imagen, siempre que la conectividad con las estaciones de trabajo se mantenga estable.

CONTROL DE CALIDAD EN ECÓGRAFOS: DESARROLLO TECNOLÓGICO Y SU IMPACTO EN EL DIAGNÓSTICO CLÍNICO

Manzano Martínez, F. J. (1); Espejo, M. (2); Nuño, C. (3); Cañete, S. (4); Pastor, J. (4)
(1) Vithas Sanidad Málaga Internacional; (2) Vithas; (3) -; (4) UMA

INTRODUCCIÓN

El control de calidad en ecógrafos es esencial para garantizar un diagnóstico preciso y seguro. Este trabajo describe el desarrollo de maniquíes para evaluar las pruebas del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Mediante colaboración entre empresa privada ADIMEPHYS-MADHYASETU, Universidad de Málaga y Hospitales Vithas Sanidad Málaga Internacional, se ha logrado un sistema escalable y eficiente que mejora los controles y beneficia directamente al paciente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Diseño y fabricación:

Se diseñaron maniquíes (Blender), que se imprimieron en 3D. Cada sección del maniquí está optimizada para una prueba específica.

Las pruebas que requerían maniquíes con diferentes densidades se desarrollaron en colaboración con el Departamento de Expresión Gráfica, Diseño y Proyectos. Taller de Prototipado 3D de la Universidad de Málaga.

La empresa privada lideró el diseño, integrando las recomendaciones de radiofísicos expertos.

Pruebas realizadas:

Se evaluaron 26 ecógrafos en 8 centros hospitalarios, un total de 75 sondas. Validación del diseño y metodología:

Dos procedimientos clave validan el diseño y la metodología:

Control de calidad del maniquí: Las partes del maniquí fueron evaluadas mediante medidas directas y sobre imágenes obtenidas con CT calibrado. Esto permitió confirmar la exactitud dimensional de los insertos y estructuras.

Consistencia de resultados en sondas similares: Los análisis revelaron desviaciones menores al 5%, confirmando la reproducibilidad del maniquí y método de medida.

RESULTADOS

Impacto en el control de calidad:

La implementación de maniquíes ha permitido un control de calidad adaptado a las necesidades específicas de cada ecógrafo y sonda.

El diseño modular y reproducible de los maniquíes garantiza una escalabilidad que permite implementar más pruebas o mejorar las existentes.

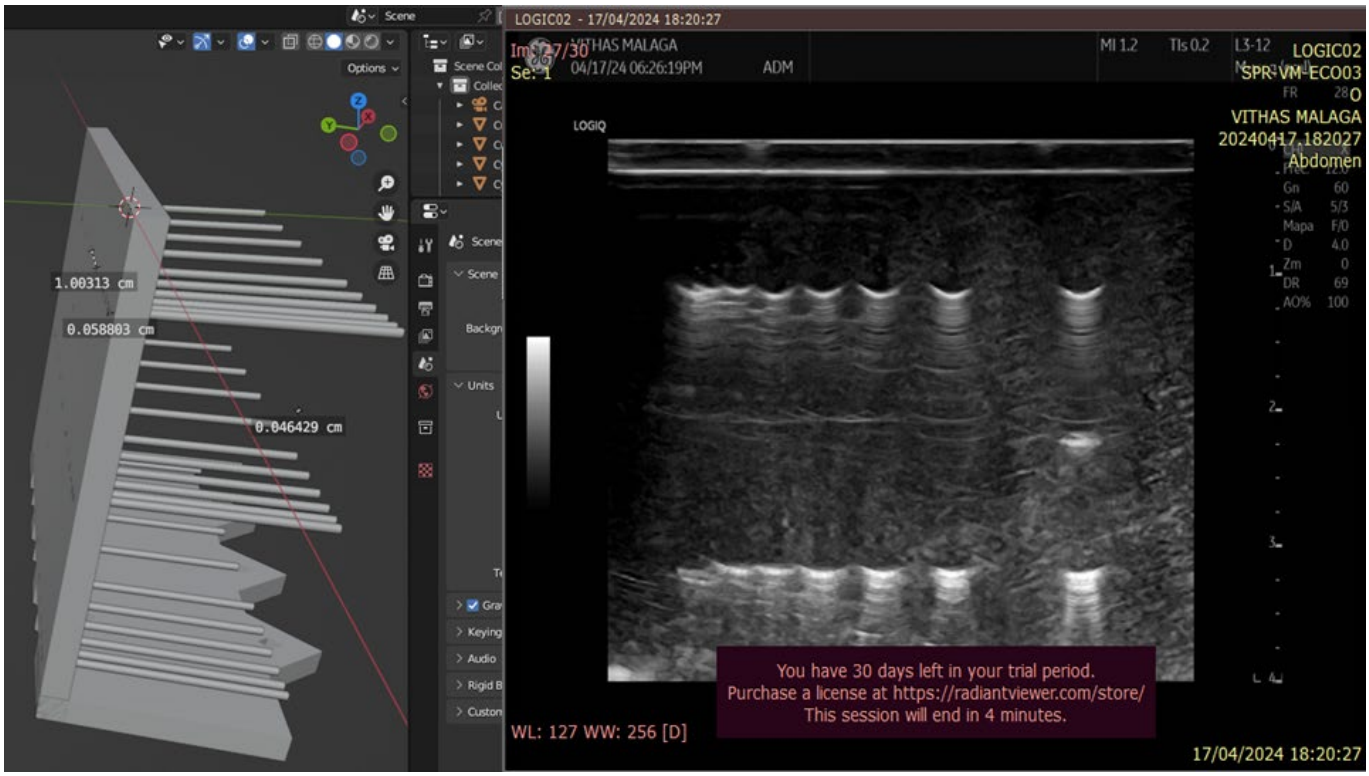
Beneficio clínico:

Las recomendaciones derivadas de las pruebas aseguran que solo se utilicen sondas óptimas para mediciones críticas, mejorando la precisión diagnóstica.

Colaboración interdisciplinaria:

La participación de una empresa privada como puente-conector entre hospitales y universidades ha sido crucial para traducir ideas en soluciones prácticas.

Esta colaboración no solo permite cumplir con los protocolos existentes, sino que fomenta la innovación en el diseño de herramientas de control.





DISCUSIÓN

La participación de radiofísicos expertos en el diseño y en el control de calidad, garantiza que los maniquíes realizados sean fiables. Además, esta metodología es adaptable a futuras necesidades.

El enfoque interdisciplinario y la integración de tecnología avanzada aseguran que podamos ir aterrizando las recomendaciones internacionales, las ideas de los radiofísicos, los diseños y mejoras de manera rápida.

CONCLUSIONES

La colaboración entre empresas, universidades y hospitales ha permitido traducir tecnología avanzada en herramientas prácticas que benefician tanto a profesionales como a pacientes.

La implementación de maniquíes diseñados específicamente garantiza resultados precisos y reproducibles, mejorando el diagnóstico clínico.

La identificación de fallos en sondas destaca la necesidad de controles anuales.

Este enfoque interdisciplinario acelera la innovación en el control de calidad, estableciendo una base sólida para futuros desarrollos y mejoras en los protocolos.

ESTABLECIMIENTO DE NRDS LOCALES PARA TELEMETRÍAS DE COLUMNA Y MIEMBROS INFERIORES

Facal Molina, I. (1); González Kölmel, E. (1); González Pose, A. (1); Medina Jimenez, E. (1); Mosquera Sueiro, J. (1); Lobato Busto, R. (1); Pombar Cameán, M. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela

INTRODUCCIÓN

Los niveles de referencia en el diagnóstico por imagen radiográfica (NRDs) son herramientas de optimización de las dosis impartidas en diferentes procedimientos médicos que requieren el uso de radiaciones ionizantes. El establecimiento y uso de los NRDs es requerida por la directiva 2013/59/Euratom [1].

Las telemetrías son procedimientos en los que se obtienen varias imágenes que posteriormente son unidas para formar una proyección de mayor tamaño que la permitida físicamente por el detector. Su uso extendido en personas jóvenes hace especialmente relevante su optimización.

Este estudio tiene como objetivo establecer unos NRDs locales en el Área Sanitaria de Santiago de Compostela y Barbanza para los protocolos de telemetrías de columna y miembros inferiores, en ausencia de su definición en protocolos nacionales e internacionales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el software de gestión de dosis Xedose-DoseWatch para obtener los datos correspondientes a estos protocolos de los años 2022, 2023 y 2024. El análisis se realizó utilizando un código Python.

Las exploraciones se han clasificado según el número de disparos necesarios para el estudio. El producto dosis-área (PDA) de cada proyección se obtiene de la suma del PDA de las imágenes que la conforman. Los pacientes se agruparon en 5 grupos de edad: Infancia [1 – 5A), Niñez [5 – 10A), Primera Adolescencia [10 – 14A), Adolescencia Media [14 – 16A) y Adultez [>16A).

Posteriormente se calcularon los NRDs para cada grupo de edad, número de disparos y proyecciones como la mediana de los PDAs, tal y como establece el RP195 [2].

RESULTADOS

Los resultados de los NRDs obtenidos se presentan en las Tablas 1 y 2, con el número de casos para cada grupo indicado entre paréntesis.

No se consideran valores representativos los casos con menos de 10 exploraciones (sombreados).

NRD (mGy·cm²)						
Grupo Edad / Proyección	N.º de Disparos	Infancia [1-5A)	Niñez [5-10A)	Primera Adolescencia [10-14A)	Adolescencia Media [14-16A)	Adultez [>16A)
AP	2	239.60 (24)	594.30 (225)	562.10 (509)	640.90 (265)	1296.30 (751)
	3	626.40 (2)	1148.55 (6)	986.40 (101)	1038.05 (276)	1857.55 (1014)
PA	2	-	583.60 (69)	562.00 (853)	615.90 (420)	860.20 (259)
	3	-	852.40 (1)	784.90 (162)	897.00 (184)	1216.80 (297)
LAT	2	160.60 (5)	647.20 (65)	1200.75 (282)	1203.50 (187)	2040.80 (877)
	3	655.85 (2)	1389.25 (8)	1356.30 (56)	1880.85 (138)	2600.20 (814)

TABLA 1: NRDs de telemetrías de columna

NRD (mGy·cm²)						
Grupo Edad / Proyección	N.º de Disparos	Infancia [1-5A)	Niñez [5-10A)	Primera Adolescencia [10-14A)	Adolescencia Media [14-16A)	Adultez [>16A)
AP	2	64.90 (43)	130.10 (23)	-	297.90 (1)	268.40 (4)
	3	33.30 (1)	311.70 (99)	566.05 (170)	780.70 (93)	1758.60 (1898)

Tabla 2: NRDs de telemetrías de miembros inferiores

DISCUSIÓN

El incremento de valor de los NRDs para la proyección AP frente a la PA puede estar influenciada por la sobreestimación del tamaño completo de la columna vertebral en la proyección AP.

En ambos protocolos según aumenta el grupo de edad los NRDs se ven incrementados. Este comportamiento es esperable debido a que aumentan tanto el tamaño como el peso de los pacientes. Este incremento también se ve reflejado en el número de disparos por proyección.

CONCLUSIONES

Se han obtenido los NRDs locales para estudios de telemetrías de columna y miembros inferiores en el Área Sanitaria de Santiago de Compostela y Barbanza. Ante la falta de NRDs nacionales e internacionales para estos protocolos, estos niveles serán empleados como referencia para futuras optimizaciones de estas técnicas.

REFERENCIAS

Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation.

European Commission, Directorate-General for Energy, Damilakis, J., Frija, G., Jaschke, W. et al. (2021) European study on clinical diagnostic reference levels for X-ray medical imaging : EUCLID. Publications Office of the European Union.

EVALUACIÓN DE UNA DEFINICIÓN ALTERNATIVA PARA LA FUNCIÓN DE DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS EN TOMOSÍNTESIS

Facal Molina, I. (1); González Kölmel, E. (1); Otero Martínez, C. (1); González Pose, A. (1); Sánchez García, M. (1); Álvarez Llorente, D. (1); Luna Vega, V. (1); Pombar Cameán, M. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela

INTRODUCCIÓN

La tomosíntesis es una técnica radiográfica que permite obtener reconstrucciones 3D de una mama a partir de un limitado número de proyecciones. La adquisición de una tomosíntensis de objetos de alto contraste origina artefactos que se propagan a lo largo de varios planos. Entre las pruebas de calidad requeridas por Protocolo de Control de Calidad de Sistemas de Tomosíntesis de Mama (PCCST) [1] se encuentran la evaluación de la dispersión de artefactos, cuya finalidad es evaluar la propagación de estos artefactos a través del ajuste a una gaussiana de una función de dispersión de artefactos (FDA) definida en el propio protocolo.

Sin embargo, la FDA definida en el PCCST aplicada a adquisiciones reconstruidas con algoritmos híbridos genera un perfil cuadrado [2] que impide su ajuste a una función gaussiana.

En la bibliografía se pueden encontrar diferentes definiciones para las FDAs. En este trabajo se busca comparar la FDA propuesta por el PCCST con una definición alternativa sugerida en [3].

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha desarrollado un código Python para el cálculo de las FDAs. Para su evaluación se ha empleado la adquisición de un maniquí formado por 20 esferas de aluminio intercaladas en un medio homogéneo de PMMA y adquiridas en un sistema Hologic 3Dimensions, reconstruidas por el propio equipo mediante un algoritmo híbrido.

La FDA definida por el PCCST se evalúa según:

$$FDA(z) = [(VPmax(z) - VPMf(z)) \cdot DTPf(z0)] / [(VPmax(z0) - VPMf(z0)) \cdot DTPf(z)] \quad (1)$$

donde VPmax, VPMf y DTPf son el valor máximo, valor medio del fondo y desviación típica del fondo del valor de píxel, respectivamente. Mientras que z0 es el plano de mayor focalización.

Alternativamente se analiza la expresión definida en [2]:

$$FDA(z) = (\rho max(z) - \rho f(z)) / (\rho max(z0) - \rho f(z0)) \quad (2)$$

donde ρmax y ρf son el valor máximo y valor medio del fondo integrados en la dirección perpendicular al giro del tubo.

RESULTADOS

En la Figura 1 y 2 se presentan las FDAs calculadas mediante las expresiones (1) y (2), respectivamente. También se presenta el ajuste gaussiano de los datos de la Figura 2.

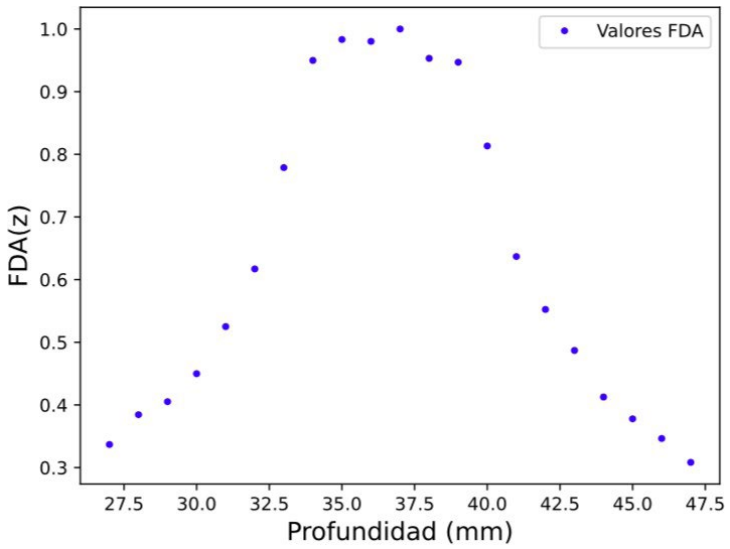


Figura 1: FDA calculada según (1)

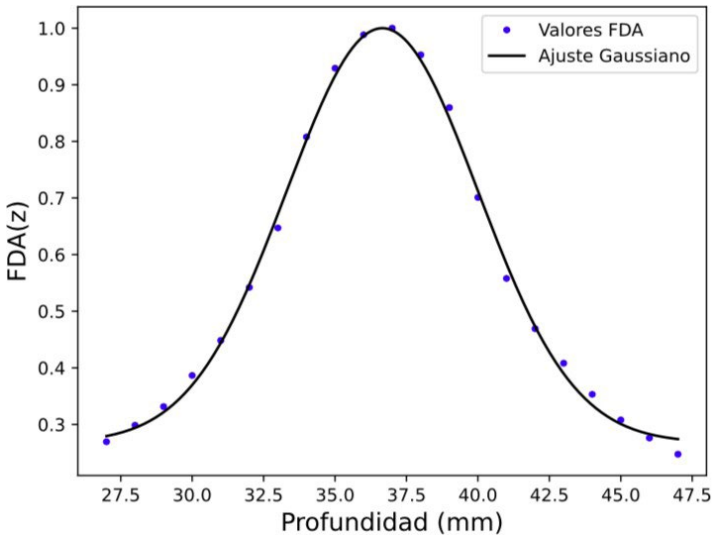


Figura 2: FDA calculada según (2)

DISCUSIÓN

El ajuste a una gaussiana está motivado por la necesidad de obtener una estimación objetiva de la anchura de la FDA y no busca ajustar a ningún modelo teórico.

En la FIGURA 1 puede apreciarse como la FDA calculada según lo indicado en el PCCST presenta una forma rectangular que impide su ajuste a una gaussiana.

En cambio, en la FIGURA 2 puede verse como utilizando la expresión (2) se recupera aproximadamente el comportamiento indicado, permitiendo la estimación de su FWHM.

Las FWHMs calculadas, mediante interpolación para (1) y mediante el ajuste para (2), son consistentes.

CONCLUSIONES

El empleo de la expresión alternativa (2) proporciona unos resultados consistentes para comparar las dispersiones de artefactos utilizando la FWHM obtenidas a través del ajuste a gaussianas de las FDAs, permitiendo ajustarnos al procedimiento descrito en PCCST también con reconstrucciones híbridas.

REFERENCIAS

PDF anexo

INTERCOMPARACIÓN ENTRE DGM INDICADA Y CALCULADA PARA TRES EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA

Facal Molina, I. (1); González Kölmel, E. (1); Otero Martínez, C. (1); González Pose, A. (1); Salas Mellado, A. (1); Pombar Cameán, M. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela

INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 601/2019 [1], establece la obligatoriedad de realizar un seguimiento sistemático de las dosis impartidas a los pacientes, asegurando que sean las mínimas necesarias para garantizar la información diagnóstica requerida.

La dosis glandular media (DGM) es unos de los parámetros dosimétricos clave en mamografía. Su estimación es esencial para optimizar las técnicas radiográficas, especialmente en programas de cribados.

Este estudio analiza e intercompara las DGMs impartidas en tres de los equipos de mamografía pertenecientes al “Programa gallego de detección precoz del cáncer de mama”, un Hologic Selenia Dimensions (Equipo 1), un Fuji Amulet Innovality (Equipo 2) y un Philps Microdose (Equipo 3), enfocándose en las diferencias entre las DGMs indicadas y las calculadas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se han obtenido las DGMs indicadas por los equipos utilizando el gestor de dosis Xedose-DoseWatch de GE, al que se encuentran integrados los mamógrafos del programa gallego. En total se han analizado 223066 mamografías. Por otro lado, a partir del grosor de la mama, la tensión y la carga del tubo, junto con los parámetros medidos en el control de calidad del equipo, se ha calculado la DGM de cada adquisición siguiendo la metodología de Dance [2][3]

Mediante un código Python se analizaron las diferencias entre ambas DGMs.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se muestra un diagrama de bloques en el que se representan las diferencias en porcentaje entre las DGMs indicadas por el equipo y las calculadas mediante el método anteriormente descrito.

En la FIGURA 2 se muestran las dosis calculadas frente a las indicadas junto con el valor de tensión del tubo. La línea negra muestra una recta de pendiente unidad.

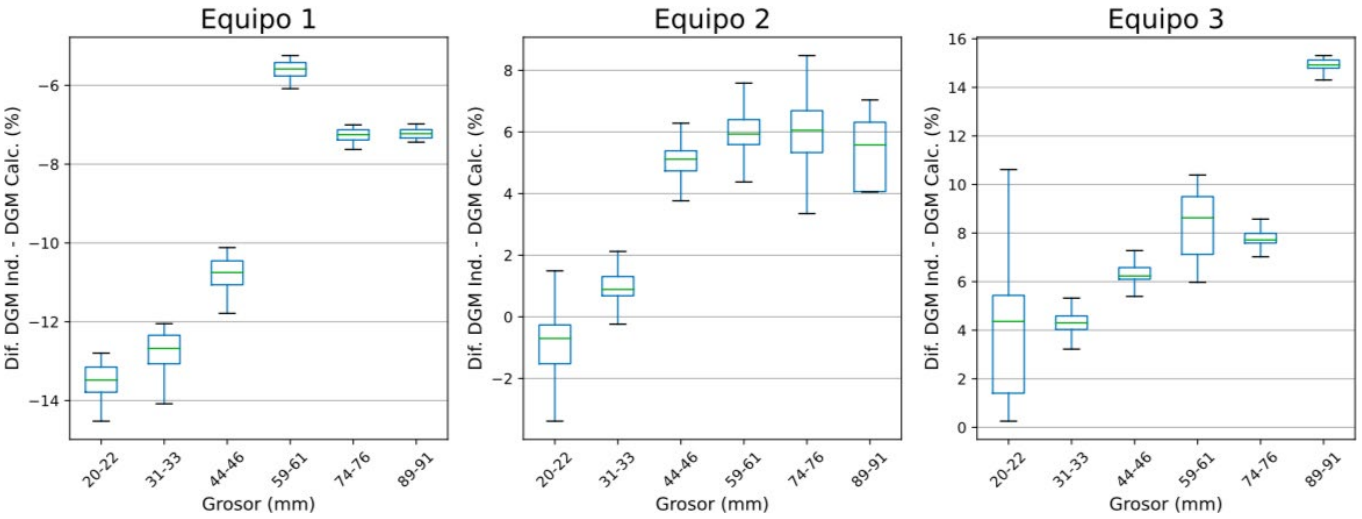


FIGURA 1: Diferencias entre DGM indicada y calculada frente al grosor de mama

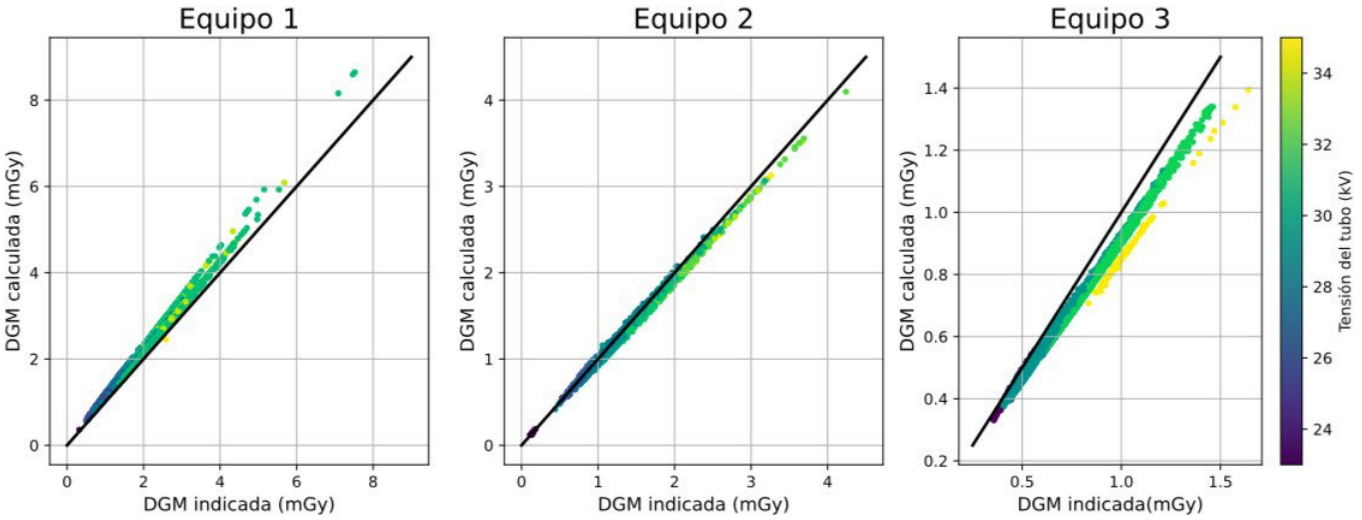


FIGURA 2: DGM calculada frente a DGM indicada

DISCUSIÓN

En la FIGURA 1 se aprecia como el equipo 2 es la que proporciona resultados más coherentes entre dosis indicadas y calculadas (por debajo de una diferencia del 5%). El equipo 1 tiende a subestimar la dosis, frente al 3 que tiende a sobrestimarla.

La FIGURA 2 revela que un incremento en la DGM está asociado a mayores diferencias entre las dosis indicadas y calculadas en los tres equipos. Además, en el caso del equipo 3 se pueden apreciar dos tendencias distintas claramente dependientes de la tensión del tubo y no relacionadas con un cambio en la filtración del haz.

CONCLUSIONES

Se han estudiado las DGMs de tres equipos del programa gallego de cribado de cáncer de mama. Aunque se ha observado una sobreestimación o subestimación de la dosis dependiendo del equipo, los resultados obtenidos para las diferencias se encuentran siempre por debajo del 20% establecido como la tolerancia para la diferencia entre la dosis calculada e indicada.

REFERENCIAS

Ver pdf anexo

CORRECCIÓN DEL CÁLCULO DOSIMÉTRICO EN BASE AL GESTOR DE DOSIS

García Agrela, I. (1)
(1) HU Nuestra Señora de Candelaria

INTRODUCCIÓN

Con la implementación del nuevo gestor de dosis en el Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria, se establecieron los Niveles de Referencia de Dosis (NRD) para mamografía. Se observó que dos de los cuatro equipos superaban los NRD nacionales, siendo los equipos más antiguos los que presentaban los niveles más elevados. Se decidió analizar el cálculo de la Dosis Glandular Media (DGM).

MATERIAL Y MÉTODOS

En primer lugar se realizaron cálculos de la DGM utilizando datos propios del equipo y obtenidos en el control de calidad de radiofísica. Se emplearon curvas de rendimiento, obtenidas para cada filtración y equipo; junto al espesor de la mama, kV y mAs de la adquisición para calcular el KASE. A partir de este, se determinó la DGM utilizando el HVL (Half Value Layer) y los coeficientes de Dance et al. Se compararon estos valores con los reportados por los equipos. Los resultados no eran correlacionados. Se obtuvieron para un mismo equipos desviaciones grandes, en positivo y negativo, y muy cercanas a cero.

Posteriormente, se llevaron a cabo cálculos excluyendo datos propios, utilizando exclusivamente la información proporcionada por los equipos: KASE, espesor comprimido, HVL y edad de la paciente. Se analizaron las mamogradías de los tres equipos del hospital entre el 14 y el 20 de octubre de 2024.

El cálculo de dosis se realizó mediante la fórmula:

$$DGM=KASE \cdot c \cdot g \cdot s \cdot t$$

Los coeficientes c, g, s y t se obtuvieron de tablas de referencia, interpolando valores según espesor y HVL. En caso de ser una imagen planar se consideró t=1.

RESULTADOS

Sala 1: 59 mamografías con desviaciones entre 5.3% y 50.8%, con un promedio del 18.43%. Las DGM calculadas fueron superiores a las reportadas por los equipos.

Sala 2: 26 mamografías con desviaciones entre 4.4% y 6.2%, Las DGM Calculadas fueron inferiores a las proporcionadas por los equipos.

Sala 3: 65 mamografías con desviaciones entre 3.4% y 42.9%, con un promedio del 18.83%. En este caso, las DGM indicadas por los equipos fueron superiores a las calculadas.

Caso destacado:

DISCUSIÓN

Se evidenciaron diferencias significativas entre la DGM calculada y la reportada por los equipos, especialmente en aquellos que superaban los NRD. Esto sugiere una subestimación sistemática de la dosis por parte de algunos equipos, mientras que en otros, las mediciones se encuentran dentro de los límites establecidos.

CONCLUSIONES

Los resultados indican la necesidad de revisión de los equipos de mamografía para asegurar el cumplimiento de los NRD. La metodología utilizada demuestra ser eficaz para la evaluación de dosis y puede ser implementada como estándar de control de calidad en otros centros.

Equipo	Min	Max	Mediana	Media
Sala 1:	-6,16	-4,43	-4,94	-5,08
Sala 2:	5,35	52,38	18,71	19,57
Sala 3:	1,52	42,89	18,37	19,21

ANÁLISIS DE LAS PROPIEDADES DEL RUIDO EN LAS IMÁGENES CT RECONSTRUIDAS CON LOS ALGORITMOS DIRECT DENSITY, DUAL ENERGY Y CONVENCIONAL

Mingarro Carceller, J. (1); González Amorós, L. E. (1); Ponce Navarro, F. J. (1); Ariño Oliver, J. (1); Artigues Pedrola, M. (1)
(1) Hospital Universitari Sant Joan de Reus

INTRODUCCIÓN

Existen algoritmos de reconstrucción o técnicas de adquisición que permiten reducir la dosis a paciente sin empeorar la calidad de imagen, es decir, sin aumentar el ruido o reducir el contraste. Conocer las propiedades de estas imágenes generadas ayuda a diseñar protocolos clínicos adecuados para cada caso.

El objetivo de este trabajo es comparar el ruido en las imágenes sintéticas generadas en un CT con los algoritmos de Direct Density (DD), Dual Energy (DE) y las obtenidas con el protocolo de Abdomen convencional (ABD).

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha utilizado un CT de 64 cortes Somatom go Open Pro (Siemens Healthcare, Germany), técnica modo axial, colimación 64 x 0.6, tamaño de corte 1.5mm, FOV 600x600mm, CTDIvol 5.37mGy, kernel Br40.

Cuatro kVp y mAs para DD y ABD.

- 80 kVp, 263 mAs.
- 100 kVp, 129 mAs.
- 120 kVp, 80 mAs.
- 140 kVp, 54 mAs.

La técnica DE usada fué 80/140 kVp (ida y vuelta), creándose una imagen virtual monoenergética (VMI) para cada uno de los kV anteriores.

El maniquí utilizado ha sido el Catphan-504 (The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA), se han escaneado 20 veces por técnica los módulos CTP486 (Uniformidad) y CTP404 (Materiales), y se ha construido un mapa de la distribución espacial de la magnitud del ruido (SD) voxel por voxel.

$$/sigma_i = /sqrt/frac1M - 1/sum_j^M [I_{ij} - /barI_i]^2$$

Donde M es el número de escaneos repetidos, Ii,j el valor de pixel i en la imagen j. Con este mapa se ha calculado la no- uniformidad del ruido (NUI), que cuantifica como varia globalmente la magnitud del ruido a traves del FOV de la imagen.

$$NUI = /frac1K/sum_{k=1}^K/bar/sigma_k$$

Siendo K el número de ROIs 8x8mm del mapa espacial SD dentro del maniqui y $/bar/sigma_k$ el valor medio SD de la ROI k.

Además se ha obtenido la SD en la zona homogénea y en los diferentes materiales con ROIs de 5x5mm. Por último con la libreria Pylinac se ha calculado el espectro de potencia de ruido radial (NPS).

RESULTADOS

La SD en todos los materiales se reduce en las imágenes de DE, alrededor de un 30%.

En la Figura_1 se muestra como varia el NPS con los diferentes protocolos DE, DD y ABD y en el mismo protocolo de ABD a diferentes kVs. Todos presentan un estructura similar a lo largo de las frecuencias espaciales. Para todas las técnicas el mayor NPS ocurre para el kV de 140.

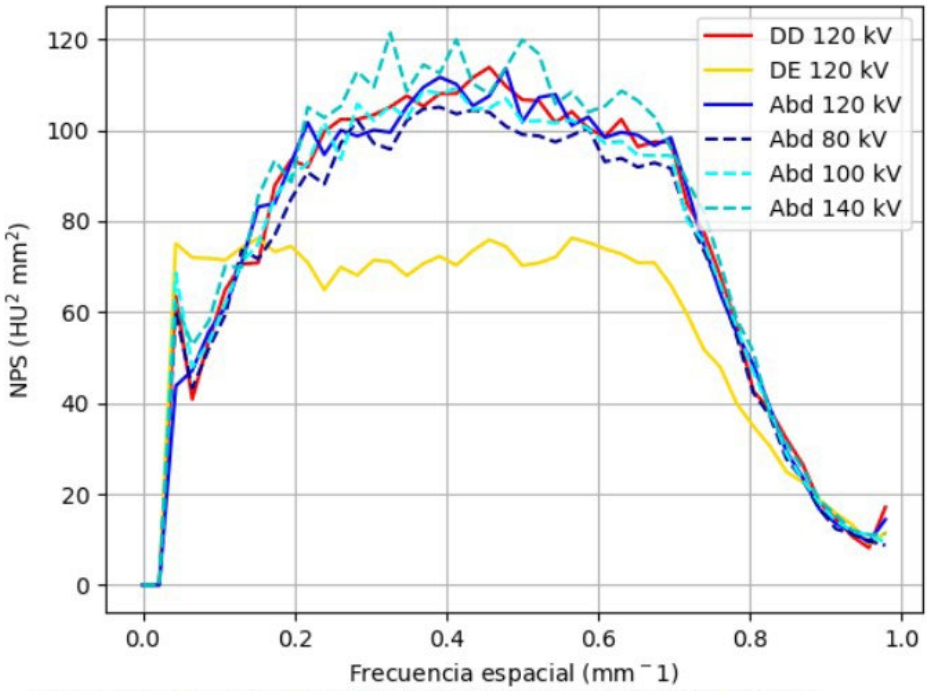


Figura 1. NPS de las imágenes de abdomen a diferentes kV y las imágenes DE y DD a 120 kV.

Los valores del NUI para los modulos de uniformidad y materiales se muestran en la Figura_2 para los cuatro kV utilizados. La variación de la NUI con el kV no es apreciable.

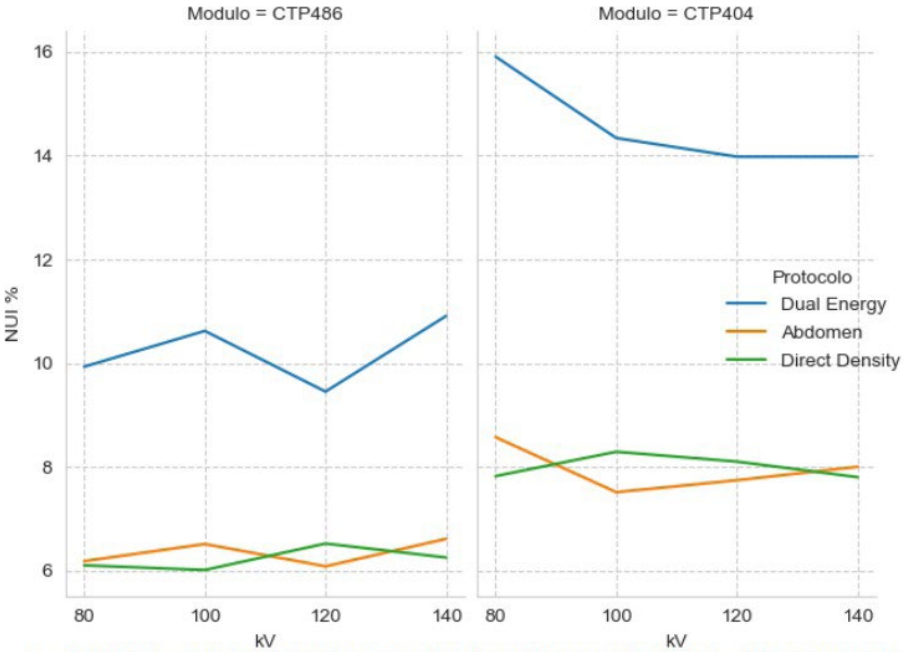


Figura 2. Non-Uniformity Index (NUI) de los protocolos DD, DE y ABD para diferentes kilovoltajes. A la izquierda los valores de NUI para el modulo de uniformidad del Capthan y a la dereche para el modulo de materiales

CONCLUSIÓN

Los valores de SD, NPS y NUI de la imagen sintética DD y la convencional de ABD son similares. No obstante, respecto a la imagen sintética DE se observa una reducción de la SD, a la vez que un aumento del NUI, este último podría ser causado por el algoritmo de creación de la imagen y a su vez por el movimiento de ida y vuelta de la mesa en la adquisición, que aumenta la variabilidad entre escaneos.

VALORES TÍPICOS DE PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS EN PROCEDIMIENTOS DE HEMODINÁMICA EN EL HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU

Roda Garcia, J. (1); Barceló Pagès, M. (1); Ruiz Martínez, A. (1); Gallego Franco, P. (1); Jornet Sala, N. (1); Pérez-Alija Fernández, J. (1); Tejedor Aguilar, N. (1); Ansón Marcos, C. (1); Vivancos Bargalló, H. (1); Domínguez Perea, A. (1); Riu Molinero, V. (1); Ambroa Rey, E. M. (1); Carrasco De Fez, P. (1)

(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

OBJETIVOS

El objetivo de este estudio es determinar los valores típicos de los parámetros dosimétricos en los procedimientos diagnósticos y terapéuticos realizados en el servicio de hemodinámica del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, además de comparar los valores obtenidos con los niveles de referencia nacionales (NRDs).

MATERIAL/MÉTODOS

Se recopilaron datos de pacientes de dos salas mediante el gestor de dosis DOSE™ de Qaelum. El estudio incluyó procedimientos con alto volumen de pacientes, como coronariografía (CA), intervención coronaria percutánea (PCI), trombectomía con trombo aspiración (AP), oclusión coronaria crónica (CTO), implantación de válvula aórtica transcatéter (TAVI) y reparación de válvulas mitral/tricúspide (MVr/TVr). Se clasificaron las PCI en "complejas" (lesiones calcificadas severas y/o afectación del tronco común izquierdo) y "simples" (las demás). Se calculó el Índice de Masa Corporal (IMC) de cada paciente, descartando aquellos con valores extremos.

Se recopilaron 573 procedimientos entre el 1 de septiembre y el 30 de noviembre de 2024. Dado el insuficiente número de CTOs y MVr/TVr, se amplió el periodo de recolección de estos hasta el 1 de enero de 2024, sumando 622 procedimientos en total. Excluyendo procedimientos no relacionados, por falta de datos o fuera de los límites del IMC, el total a estudiar se redujo a 407. Se calcularon valores típicos de Kerma en aire en el punto de referencia intervencionista ($K_{a,r}$), Producto Dosis Área (P_{ka}) y *Peak Skin Dose* (PSD) combinando ambas salas. Se utilizó la mediana de cada distribución como valor típico del parámetro de dosis. Los valores obtenidos de CA y PCI simples se compararon con NRDs de 2020 [1]. Además, para CA y PCI simples, se calcularon valores típicos de $K_{a,r}$ para cada sala y se compararon.

RESULTADOS

Los valores típicos de dosis obtenidos se muestran en la FIGURA 1, donde se observa el $K_{a,r}$, el P_{ka} y el PSD de todos los procedimientos. Se comparan CA y PCI simples con los NRDs. En la FIGURA 2, se presenta la comparación del $K_{a,r}$ entre salas para CA y PCI simple.

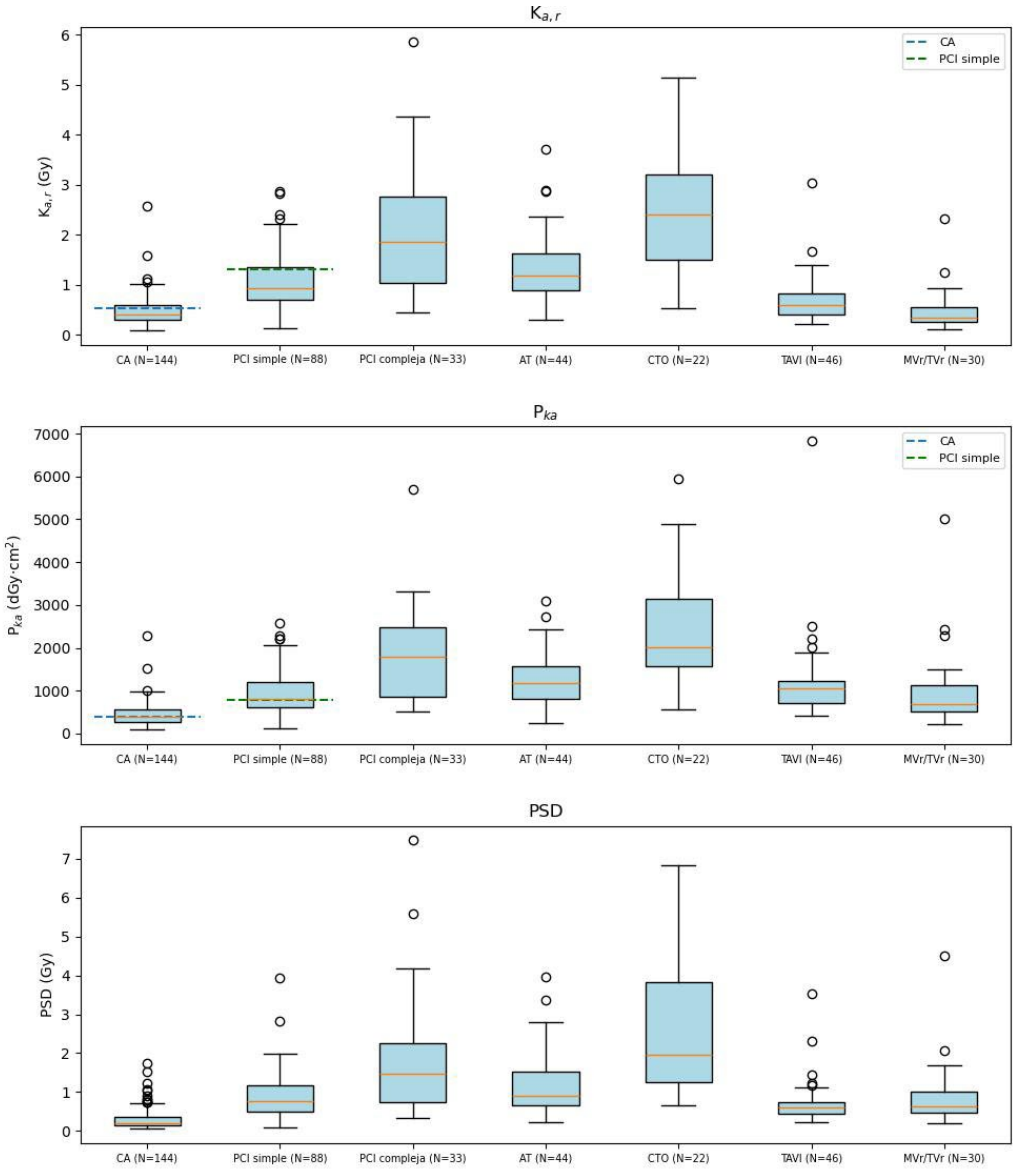


Figura 1: Valores típicos de los diferentes procedimientos. Se observa $K_{a,r}$, P_{ka} y PSD, respectivamente. Las líneas discontinuas representan los NRDs de 2020.

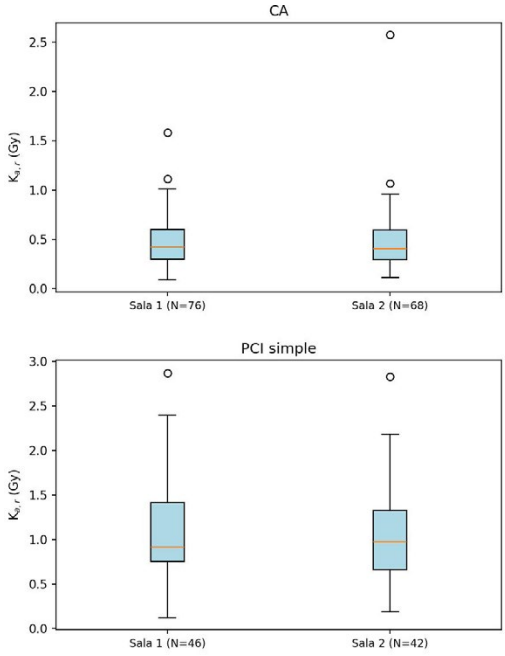


Figura 2. Valores típicos de $K_{a,r}$ de CA y PCI simple separado por salas.

DISCUSIÓN

Los resultados demuestran que la variabilidad aumenta con la complejidad de los procedimientos.

Los valores de $K_{a,r}$ para CA y PCI simple obtenidos están por debajo del NRD. En cuanto al P_{ka}, para ambos procedimientos, el valor obtenido coincide con el NRD. Esta situación podría deberse a un uso de mayores aperturas de campo en nuestro hospital.

La comparación de dosis entre las salas muestra que operan sin diferencias significativas en los valores administrados.

CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos, se concluye que las dosis administradas se encuentran en un rango razonable y no dependen ni de la sala ni del equipo médico que interviene. La discrepancia observada en el valor de P_{ka} en comparación con la bibliografía, y su posible relación con el tamaño de campo, se investigará para comprender mejor sus implicaciones.

REFERENCIAS

[1] R.Sánchez, et. al. (2020). Updating national diagnostic reference levels for interventional cardiology and methodological aspects. *Physica Medica*, 70, 169-175.

CALIDAD DE IMÁGENES DE TC RECONSTRUIDAS CON EL ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA ADAPTIVE STATISTICAL ITERATIVE RECONSTRUCTION (ASIR)

Fernández Romero, J. J. (1); Arrebola Pérez, D. (2); Naranjo Jiménez, N. (1); Navarro Guirado, F. (1); Moral Sánchez, S. C. (1); Ortega Cantos, E. M. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga; (2) Hospital Quirónsalud Málaga

INTRODUCCIÓN

En un trabajo previo de nuestra unidad [1], se tomaron imágenes de tomografía computarizada (TC) de un maniquí de agua, reconstruyéndose con diferentes niveles del algoritmo de reconstrucción iterativa ASiR (GE, Healthcare). Como resultado se observó una mejora en los indicadores de calidad de imagen a medida que se aumentaba el nivel de ASiR (%ASiR). Surge entonces la necesidad de comprobar si estos resultados se pueden trasladar a exploraciones con pacientes reales.

MATERIALES Y MÉTODO

Se reconstruyeron exploraciones craneales de 5 pacientes con el TC GE Revolution CT (GE Healthcare) del Hospital Regional Universitario de Málaga (HRUM), variando el %ASIR entre 40% y 80%. El protocolo del equipo usa ASiR50%, mientras que el del Servicio Andaluz de Salud (SAS) emplea ASiR40%. Se evaluó la calidad de las imágenes cuantitativamente y de forma cualitativa a ciegas por 2 radiólogas de la UGC Radiodiagnóstico del HRUM

Evaluación cuantitativa:

- Ruido en materia blanca (R = desviación estándar)
- Relación Señal Ruido en materia blanca (RSR = VMPB/RB)
- Relación contraste ruido entre materia blanca y gris (RCR =(VMPB–VMPG)/RB)
- Relación Señal Ruido de la imágen completa

Se evaluaron dos cortes por paciente haciendo uso del software ImageJ (Schneider et al., 2012). Evaluación cualitativa:

- Calidad General
- Presencia de artefactos de imagen
- Textura
- Diferencia entre materia blanca y gris
- Huesos trabecular y cortical
- Suturas
- Sistema ventricular
- Cisternas de la base
- Estructuras vasculares

Niveles y anchuras de ventana (WL y WW) para la evaluación cualitativa:

Parénquima:
WL = 40
WW = 80
Hueso:
WL = 1500
WW = 300

Para cuantificar la evaluación cualitativa, se usó un sistema de puntuación de 0 a 3, donde 0 era la peor y 3 la mejor. Se promediaron las puntuaciones de cada parámetro por %ASiR y se compararon entre los diferentes %ASiR.

RESULTADOS

El análisis cuantitativo (FIGURA 1) muestra que la calidad de imagen mejora al aumentar el %ASiR. El análisis cualitativo revela variaciones en algunas valoraciones. Según los resultados (TABLA 1), ASiR50% ofrece un mejor compromiso de visualización.

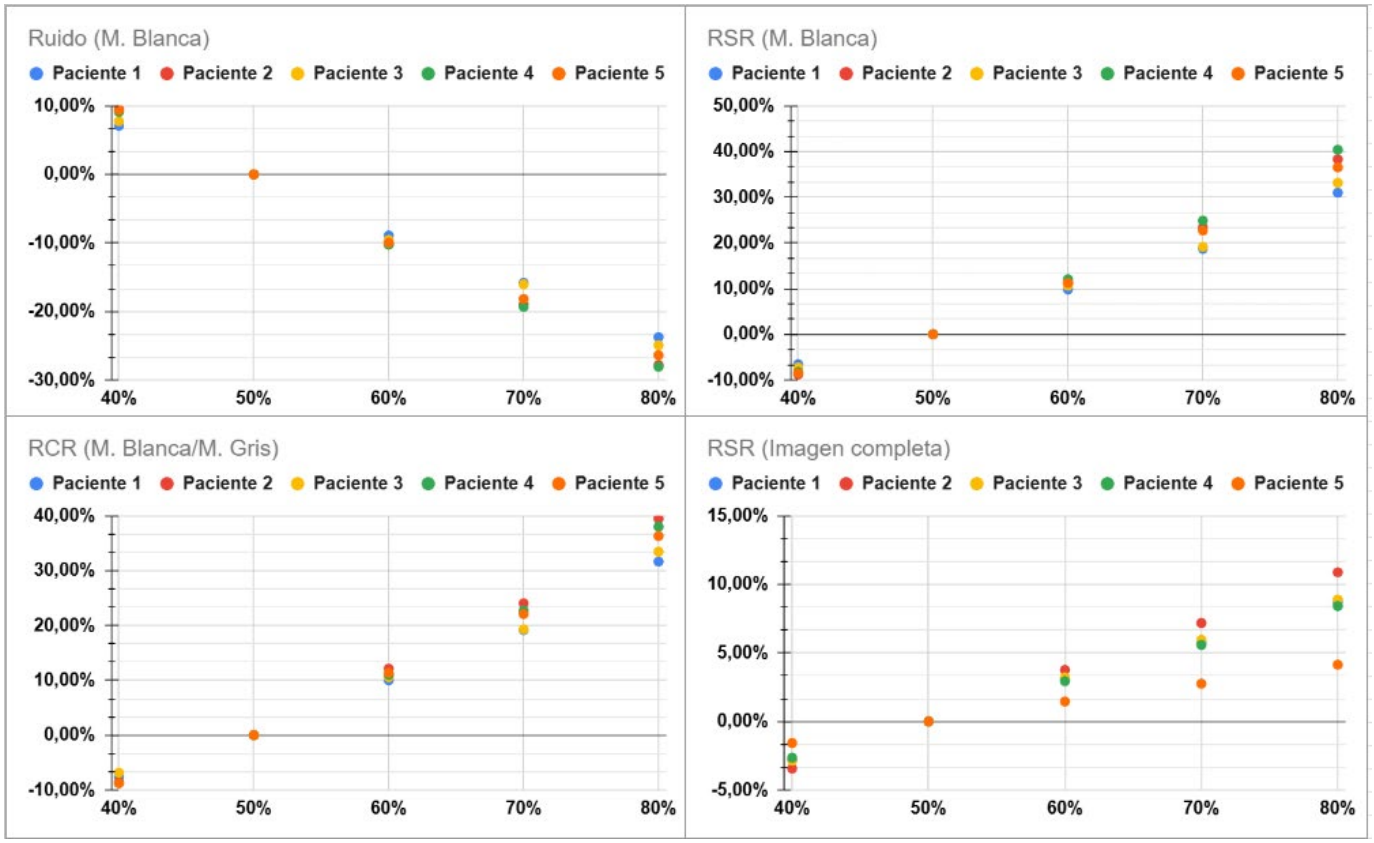


FIGURA 1. Resultados del análisis cuantitativo. Eje vertical, valores normalizados a los obtenidos para el ASiR50%. Eje horizontal, %ASiR.

%ASiR	Calidad General	Artefacto	Textura	Diferencia Sustancia Gris/Blanca	H, Trabecular y Cortical	Suturas	Sistema Ventricular	Cisternas de la Base	Estructuras Vasculares
40	**1,4** (0,3)	**1,8** (1,2)	**1,2** (0,2)	**2,2** (2,3)	**2** (2,2)	**2** (2,2)	**1,6** (1,2)	**1,6** (1,2)	**1,6** (1,2)
50	**2,2** (2,3)	**1,8** (1,2)	**1,8** (1,2)	**2,8** (2,3)	**2** (2,2)	**2** (2,2)	**1,8** (1,2)	**1,8** (1,2)	**2** (2,2)
60	**2,0** (2,2)	**1,8** (1,2)	**1,0** (1,1)	**2,6** (2,3)	**2** (2,2)	**2** (2,2)	**1,8** (1,2)	**1,8** (1,2)	**2** (2,2)
70	**1,2** (0,2)	**1,8** (1,2)	**0,8** (0,2)	**2,2** (2,3)	**2** (2,2)	**2** (2,2)	**1,4** (1,2)	**1,6** (1,2)	**1,4** (1,2)
80	**2,2** (0,3)	**1,8** (1,2)	**1,6** (1,2)	**2,6** (2,3)	**2** (2,2)	**2** (2,2)	**1,8** (1,2)	**1,8** (1,2)	**1,8** (1,2)

TABLA 1. Resultado del análisis cualitativo. Se representan la valoración promedio, en negrita, y el rango.

CONCLUSIONES

El resultado cuantitativo refuerza el resultado obtenido en el estudio previo con maniquí de agua [1].

Los cualitativos muestran que ASiR50% ofrecen una mejor calidad de imagen que ASiR40%, que es el usado en el protocolo SAS para exploraciones craneales. Ésto, junto con los resultados obtenidos en el análisis cuantitativo, abre las puertas a continuar con este estudio aumentando el tamaño de la muestra.

BIBLIOGRAFÍA

Ruiz Manrique C, Navarro Guirado F, Fernández Romero JJ, Casado Villalón FJ, Arroyo Sánchez C, Bodineau Gil C. Cambios en los indicadores de dosis y en la calidad de imagen con el grado de iteración en un TC. Libro de resúmenes del 8º Congreso Conjunto SEFM-SEPR. 2023;145.

Pirimoglu B, Sade R, et al. Dentomaxillofac Radiol. 2017;46(8):20170212. doi: 10.1259/dmfr.20170212.

COMPARATIVA DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN PACIENTES PEDIÁTRICOS

Rivas Morales, J. J. (1); Zambrano Salas, E. (1); Álvarez Pérez, M. E. (1); Ruiz Garcia, E. (1)
(1) HGUCR

INTRODUCCIÓN

Los niveles de referencia de dosis (NRD) se ha convertido en una de las herramientas más importantes dentro del campo del Radiodiagnóstico, así como de la Protección Radiológica ya que nos permiten realizar comparaciones con otros centros y optimizar los procedimientos con el fin de reducir la dosis que reciben los pacientes pero manteniendo la utilidad diagnostica de las imágenes.

En el presente trabajo se han recopilado los NRD del Hospital General de Ciudad Real y comparado con los establecidos en la guía publicada por Reino Unido y en el estudio U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Pediatric CT Examinations.

MATERIAL Y METODOS

El equipo objeto de análisis ha sido TC Philips (Ingenuity CT), obteniéndose la información de los últimos 5 años mediante la herramienta Qaelum.

Lo datos obtenidos se agruparon según diferentes grupos de edad, en función de cómo se clasifican según la guía internacional para poder realizar una correcta comparación.

Para la región de Tórax se hizo una comparativa frente a lo indicado en la guía británica y el estudio estadounidense, mientras que para pelvis y abdomen se comparó frente al estudio de centros estadounidenses ya que la guía británica no presenta datos para esa región anatómica.

Por último para su análisis y comparación se seleccionó la mediana del parametro Producto Dosis Longitud (DLP) expresado en mGy·cm, el cual fue seleccionado ya que permite obtener la dosis completa por cada estudio realizado.

RESULTADOS

En total se han analizado los resultados de 86 estudios.

Para la región de tórax los valores obtenidos fueron los siguientes:

PEDIATRICO TÓRAX	UK NRD [mGy.cm]	US NRD [mGy.cm]	TC PHILIPS			
			Número pacientes	DLP [mGy.cm]	desv % UK	desv % US
TÓRAX (<1 AÑO)	8	27	4	31	74,4%	13,6%
TÓRAX (1-5 AÑOS)	18	49	15	41	56,6%	-18,1%
TÓRAX (6-10 AÑOS)	40	70	8	73	45,7%	5,0%
TÓRAX (11-15 AÑOS)	62	128	13	311	80,1%	58,9%
TÓRAX (16-18 AÑOS)	110	257	8	489	77,5%	47,4%

Tabla 1. Datos tc tórax pediátrico

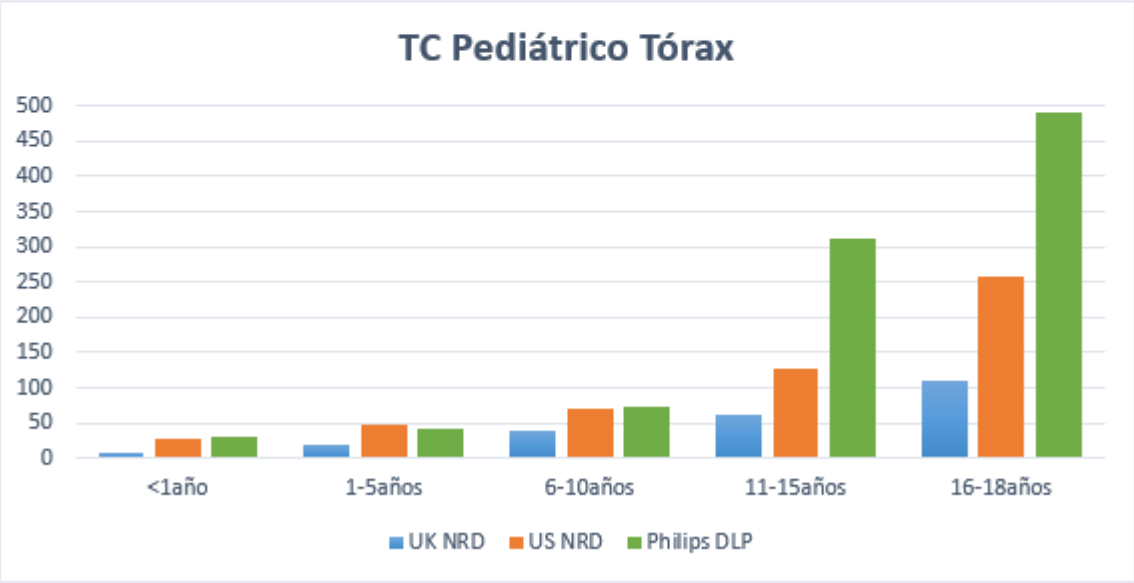


Figura 1. Gráfica tc tórax pediátrico

Por su parte para la región anatómica de pelvis y abdomen los resultados fueron los siguientes:

PEDIATRICO ABDOMEN-PELVIS	USA NRD [mGy.cm]	PHILIPS		
		Nº pacientes	DLP [mGy.cm]	desv % US
ABDOMEN-PELVIS (<1 AÑO)	-			
ABDOMEN-PELVIS (1-5 AÑOS)	95	1	92	-2,6%
ABDOMEN-PELVIS (6-10 AÑOS)	171	5	133	-28,3%
ABDOMEN-PELVIS (11-15 AÑOS)	367	13	323	-13,6%
ABDOMEN-PELVIS (16-18 AÑOS)	510	19	384	-32,7%

Tabla 2. Datos tc abdomen y pelvis pediátrico

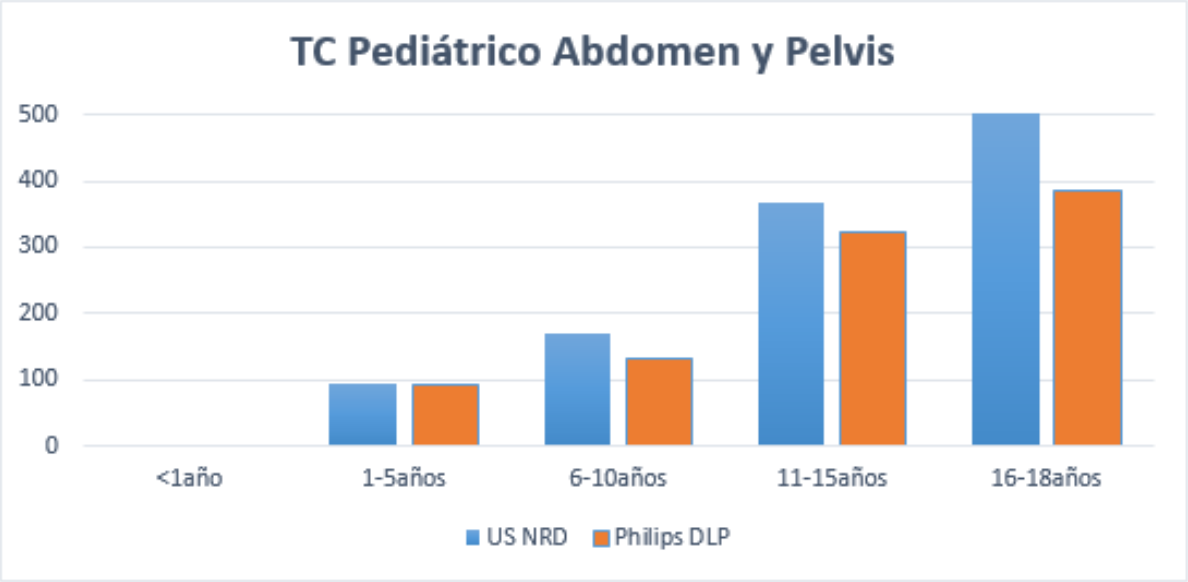


Figura 2. Gráfica tc abdomen y pelvis pediátrico

DISCUSIÓN

En primer lugar se debe de tener en cuenta que en la mayoría de grupos de edad no existen una gran cantidad de estudios, por tanto algunos valores pueden ser poco representativos.

En referencia a los resultados de tórax se observa que para los grupos de edad de 11-15 años y 16-18 años, los valores obtenidos son superiores a los NRD de las guías internacionales.

Con respecto a abdomen y pelvis no existen datos para pacientes menores de 1 año, y para el resto de grupos de edad se aprecian valores ligeramente menores a los niveles de referencia del estudio estadounidense.

CONCLUSIONES

A la vista de lo obtenido se puede afirmar que se debe de revisar los protocolos y técnicas utilizadas para los estudios de Tórax, especialmente para pacientes mayores de 11 años.

Mientras que para los estudios de abdomen y pelvis el equipo se encuentra optimizado al tener valores inferiores, a los NRD, si bien igualmente se deberá estudiar posibles mejoras y optimizaciones.

ESTIMADORES DE DOSIS EN ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

León García, J. L. (1); Castro Nora, D. (2); García Reyes, M. (1); Lupiani Castellanos, J. (1)
(1) Hospital Universitario de Jerez de la Frontera; (2) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

El $CTDI_{vol}$ no considera características específicas del paciente como el tamaño o composición corporal, lo que deriva en estimaciones de dosis poco representativas. Para mejorar la estimación de dosis, se introdujo el concepto de estimadores de dosis específicos de tamaño (SSDE), obtenidos al aplicar un factor de corrección al $CTDI_{vol}$. En dicha corrección se introduce

la dependencia con el tamaño del paciente, y en los TGs 204 y 220 de la AAPM se propusieron correcciones geométricas y dosimétricas, respectivamente. Sin embargo, estas metodologías presentan limitaciones. En este trabajo se propone un nuevo SSDE con el fin de alcanzar una mayor exactitud en la estimación de dosis a pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para evidenciar la insensibilidad del método propuesto en el TG-204 en diferenciar zonas anatómicas de diferentes densidades, se midió la dosis con una cámara lápiz de RTI en un maniquí de CTDI. Se midió con las dos configuraciones mostradas en la Figura 1, empleando idéntica técnica de adquisición.

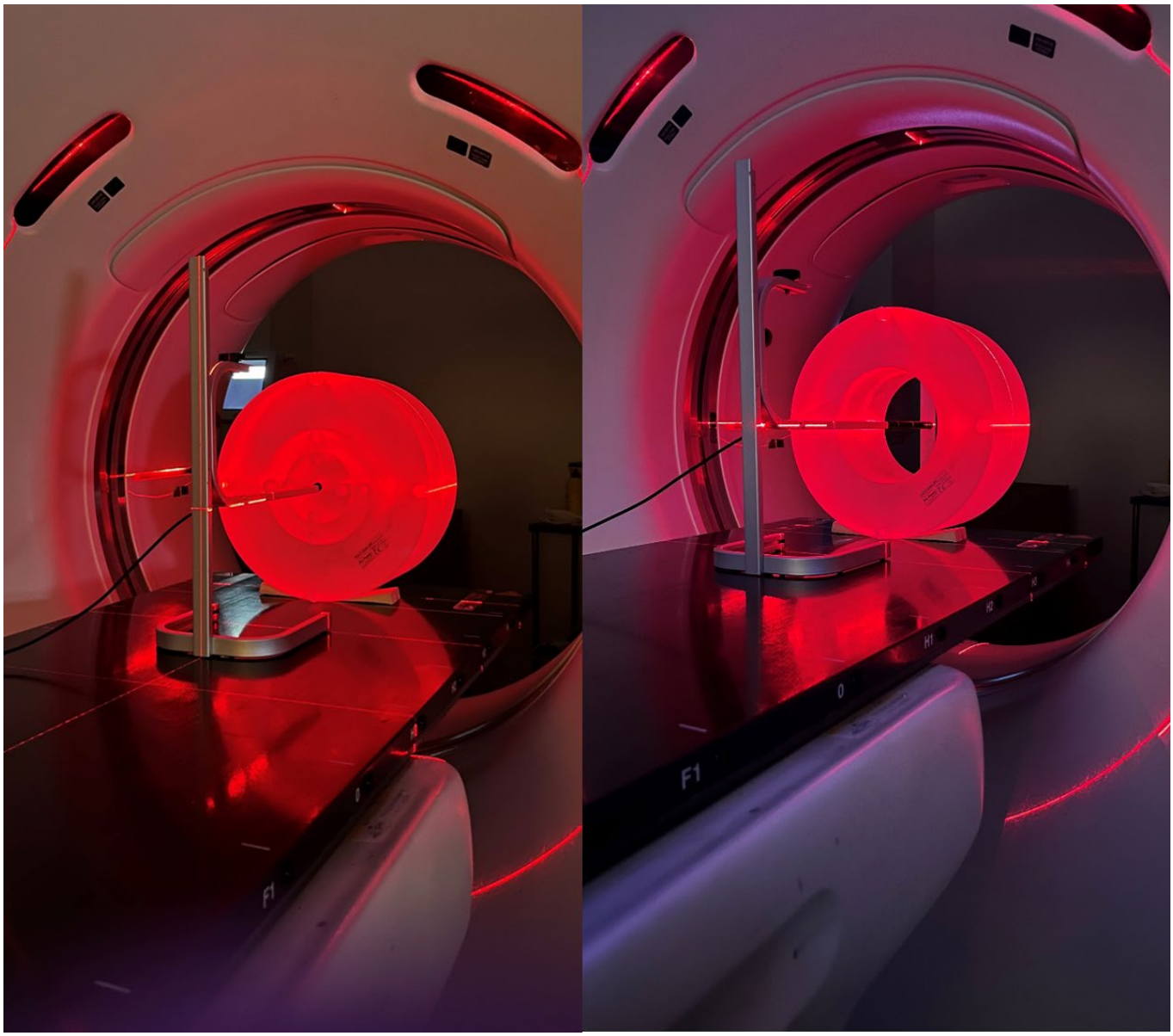


Figura 1. *Configuraciones empleadas para medir dosis: a) con el fantoma completo, b) sólo con la corona de 32 cm de diámetro externo.*

El TG-220 propone una corrección dosimétrica, hallando el diámetro equivalente en agua (D_w), lo que mejora la exactitud respecto a una corrección geométrica. Sin embargo, al referenciarse en agua, la dosis resulta infraestimada, ya que las mediciones de $CTDI_{vol}$ se basan en maniquíes de PMMA. Para corregir esta discrepancia, se generalizó la fórmula del TG-220 incluyendo la dependencia con el material donde está medido el $CTDI_{vol}$:

$$D_{mat} = 2\sqrt{\left(\frac{\overline{CT} + 1000}{1000 + \overline{CT}_{mat}}\right)\frac{A_{ROI}}{\pi}}$$

Se verificó esta nueva fórmula utilizando el maniquí en la configuración a), comparando el resultado con la fórmula del TG-220 y la dimensión real del maniquí.

RESULTADOS

Las medidas con la cámara lápiz para las configuraciones a) y b) fueron 10.76 mGy y 14.95 mGy, respectivamente. Aplicando el TG-204, el SSDE en ambas configuraciones es 25.90 mGy, resultado esperado dado que la geometría externa no varía. Sin embargo, aplicando el TG-220, el SSDE fue 24.18 mGy para a) y 28.66 mGy para b).

El tamaño del maniquí según el TG-220 fue 33.926 cm, mientras que con la fórmula propuesta fue 32.005 cm, siendo su valor real de 32 cm.

DISCUSIÓN

Se evidencia la mayor exactitud que se consigue al estimar la dosis a paciente como consecuencia de la densidad electrónica del paciente en lugar de su geometría.

Además, el SSDE propuesto es capaz de calcular de forma más exacta el tamaño equivalente del paciente, mejorando por tanto la estimación de la dosis, como puede observarse en los resultados obtenidos de medir el tamaño del maniquí utilizado.

CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un nuevo enfoque para el cálculo del SSDE, basado en el TG-220 de la AAPM, corrigiendo según el material donde se mide el $CTDI_{vol}$. Esta corrección permite calcular con mayor exactitud el tamaño efectivo del paciente, proporcionando un avance para calcular de forma más precisa la dosis efectiva recibida por los pacientes en estudios de

tomografía computarizada.

OBTENCIÓN DE LOS SSDE EN PACIENTES PEDIÁTRICOS MENORES DE DOS AÑOS UTILIZANDO EL MANIQUÍ CTDI DE CABEZA PEDIÁTRICA DE 10 CM DE DIÁMETRO

García De Iturrospe Lizaso, J. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Benito García, J. C. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Tartilán Buey, A. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Montes Fuentes, C. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

El SSDE (Size-Specific Dose Estimate) es un indicador de dosis que corrige el $CTDI_{vol}$ en función del tamaño del paciente. Los TC actuales estiman prospectivamente el $CTDI_{vol}$ referido a los maniquíes de PMMA estándar de cabeza y cuerpo, no siendo indicadores adecuados para exploraciones de cabeza pediátrica debido a su menor tamaño.

En este trabajo, se utilizó un maniquí de 10 cm de diámetro para obtener factores de conversión que permitan calcular los SSDE(z) en una muestra de pacientes pediátricos. Se han comparado estos resultados con los SSDE obtenidos a partir de los $CTDI_{vol}$ proporcionados por el equipo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se midieron los $CTDI_{vol}$ en tres TC de dos fabricantes diferentes para tensiones de 80, 100, 120 y 140 kV, utilizando los maniquíes de PMMA de 10, 16 y 32 cm. Se ajustaron a una exponencial los $CTDI_{vol}$ normalizados a 16 cm frente a sus diámetros equivalentes en agua (WED), obteniendo un conjunto de factores de conversión.

Se calcularon los $CTDI_{vol}$ en una muestra de 27 pacientes de menos de 2 años y se determinaron sus WED mediante una rutina de Matlab® según $WED = 2/sqrt/fracA/pi$, donde A es el área promedio del contorno del paciente en la sección transversal de interés.

Se calculó el $/overlineSSDE$ utilizando el formalismo del TG246: $/overlineSSDE : /frac/sum_{z=1}^{N} CTDI_{vol}(z)/cdot f_{WED}(z) N$, donde $f_{WED}(z)$ es el factor de conversión para cada WED, según los ajustes experimentales obtenidos.

Se compararon los $/overlineSSDE$ con los calculados a partir del $CTDI_{vol}^{16cm}$ proporcionado por el equipo y corregido mediante la medida de la cámara de ionización usando la mediana, media y máximo de la distribución de WED de cada paciente.

RESULTADOS

Las curvas de ajuste exponencial ($CTDI_{vol}$ .vs.WED) para cada kilovoltaje mostraron pocas variaciones para los dos equipos del mismo fabricante y proporcionan factores de conversión similares a los reportados en el TG293, como se observa en la TABLA 1.

En la TABLA 2 se muestran los resultados ordenados de menor a mayor $/overlineSSDE$. En todos los casos, el $CTDI_{vol}^{16cm}$ subestima la dosis obtenida con el indicador más realista $/overlineSSDE$, siendo la diferencia promedio del 19.9%. En caso de estimar el SSDE a partir de valores estadísticos de la distribución de WED, el resultado más aproximado se obtiene para la media (diferencia del 10.2%).

TABLA 1. Factores de conversión para obtener los SSDE a partir del WED.

$f_{WED} = a * e^{b \cdot WED}$	80 kV		100 kV		120 kV		140 kV	
Parámetro	**a**	**b**	**a**	**b**	**a**	**b**	**a**	**b**
Equipo 1	2.26	-0.053	2.11	-0.049	2.06	-0.047	1.96	-0.044
Equipo 2	2.15	-0.050	2.01	-0.046	1.95	-0.045	1.88	-0.042
Equipo 3	1.74	-0.033	1.66	-0.031	1.6	-0.028	1.57	-0.027

TABLA 2. Resultados de los indicadores de dosis y diferencias con respecto a SSDE(z).

ID	$\overline{SSDE}$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	Dif. $\overline{SSDE}$ .vs. $CTDI_{vol}$ (%)	Mediana *WED* (mm)	*SSDE* Mediana (mGy)	Dif. $\overline{SSDE}$.vs. SSDE (mediana) (%)	Media *WED* (mm)	*SSDE* Media (mGy)	Dif. $\overline{SSDE}$.vs. SSDE (media) (%)	Máximo *WED* (mm)	*SSDE* Máximo (mGy)	Dif. $\overline{SSDE}$.vs. SSDE (máximo) (%)
Paciente 22	**12.4**	9.3	25.6	140.4	9.9	20.7	133.1	10.2	17.7	145.6	9.6	22.7
Paciente 21	**16.2**	13.5	16.6	123.2	15.6	3.4	116.8	16.0	1.3	131.0	15.2	5.8
Paciente 19	**16.1**	13.6	15.3	130.3	15.4	4.1	120.9	15.9	1.1	136.0	15.1	5.9
Paciente 20	**17.3**	14.7	15.3	129.4	16.6	3.9	121.2	17.1	1.3	134.3	16.4	5.5
Paciente 18	**17.7**	15.1	14.3	132.5	17.0	3.8	124.2	17.5	1.1	136.7	16.8	5.1
Paciente 17	**17.8**	15.8	11.4	143.6	17.1	4.1	134.7	17.6	1.2	151.2	16.6	6.4
Paciente 16	**18.6**	16.4	11.6	141.0	17.9	3.4	133.9	18.4	1.1	145.3	17.7	4.8
Paciente 14	**30.3**	20.6	31.9	123.8	23.9	21.1	120.6	24.2	19.9	131.0	23.0	23.9
Paciente 15	**28.5**	20.6	27.7	134.8	22.6	20.6	132.1	22.9	19.6	141.7	21.8	23.4
Paciente 24	**34.1**	20.6	39.6	103.1	26.5	22.4	97.9	27.2	20.3	105.3	26.2	23.2
Paciente 12	**32.3**	20.9	35.3	120.9	24.6	23.9	115.1	25.3	21.7	123.8	24.2	25.0
Paciente 13	**29.6**	20.9	29.4	137.4	22.6	23.6	132.1	23.2	21.5	144.2	21.9	26.1
Paciente 11	**29.1**	25.8	11.1	134.7	28.3	2.5	127.8	28.9	0.5	141.7	27.8	4.3
Paciente 10	**31.1**	28.0	10.0	136.8	30.5	1.9	132.2	30.9	0.6	146.6	29.7	4.5
Paciente 9	**31.0**	28.1	9.4	143.0	30.1	2.9	135.0	30.8	0.7	150.5	29.5	4.9
Paciente 27	**33.6**	28.3	15.9	152.3	28.2	16.1	145.0	29.2	13.1	158.0	27.5	18.4
Paciente 25	**41.5**	32.2	22.5	139.8	33.9	18.2	133.8	34.9	16.0	142.7	33.5	19.3
Paciente 8	**49.6**	32.7	34.1	111.2	40.0	19.5	105.3	41.1	17.2	117.2	38.8	21.8
Paciente 6	**41.5**	33.0	20.6	151.8	33.0	20.6	146.0	33.9	18.3	161.9	31.4	24.4
Paciente 7	**38.0**	33.0	13.4	143.1	34.4	9.6	136.4	35.6	6.5	148.8	33.5	12.0
Paciente 3	**49.8**	38.0	23.7	131.1	41.7	16.3	124.5	43.0	13.7	135.1	40.9	17.8
Paciente 4	**47.1**	38.0	19.4	153.2	37.6	20.1	149.0	38.4	18.5	160.6	36.4	22.7
Paciente 26	**56.0**	38.0	32.1	117.9	44.3	20.8	114.8	44.9	19.7	123.5	43.2	22.9
Paciente 5	**48.7**	38.4	21.3	145.1	40.0	18.0	143.3	40.3	17.3	156.6	37.9	22.3
Paciente 23	**41.5**	39.8	4.2	152.5	39.7	4.5	146.1	40.9	1.4	161.9	37.9	8.8
Paciente 2	**47.4**	42.3	10.7	131.3	45.8	3.4	122.6	47.7	-0.5	134.9	45.1	4.9
Paciente 1	**51.9**	44.4	14.4	130.6	48.3	7.0	124.1	49.7	4.3	140.6	46.1	11.1
Media	**32.3**	**28.0**	**19.9**	**134.8**	**28.3**	**12.5**	**132.1**	**29.2**	**10.2**	**141.7**	**27.8**	**14.7**

DISCUSIÓN

Las variaciones anatómicas encontradas en pacientes de este grupo etario, así como sus WED hacen recomendable el cálculo de la SSDE en función la posición longitudinal.

Incluir la medida del $CTDI_{vol}^{10cm}$ en el control de calidad de los TC conllevaría una mejor estimación de la dosis en pacientes menores de 2 años con respecto a la basada en $CTDI_{vol}^{16cm}$ proporcionado por los equipos.

CONCLUSIONES

Los resultados evidencian que el uso del indicador de dosis basado en el maniquí estándar de cabeza subestima la dosis recibida por pacientes menores de dos años en un 20%. Esto resalta la necesidad de adaptar las metodologías de dosimetría a sus características anatómicas, asegurando estimaciones de dosis más precisas y fiables.

ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD EN LA CALIBRACIÓN ENTRE EL ÍNDICE DE EXPOSICIÓN Y EL KERMA EN DETECTORES DIGITALES MEDIANTE MODELOS ESTADÍSTICOS

Torres Sánchez, J. (1); Martínez Luna, R. J. (1); Miñano Herrero, J. A. (1)
(1) Hospital Universitario Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

Se instalaron 11 equipos de radiología convencional de igual marca y modelo, cada uno con dos detectores digitales: estativo mesa y mural. La calibración entre el índice de exposición (IE) con el kerma (K) es clave para garantizar una respuesta homogénea entre detectores. Este trabajo evalúa si existen diferencias significativas en la relación IE-K entre ellos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los detectores *iRay Technology* modelo *Mars1717X* cumplen la relación IE = 100 · K en condiciones RQA5. Se estudió esta dependencia en un rango de 2 a 35 $/mu$Gy mediante regresión lineal, aplicando una corrección en el estativo mural por la atenuación del tablero.

Para analizar las diferencias entre detectores, se ajustó un modelo lineal mixto (MLM):

$$IE_{i,j} = (m + m_{0j})/cdot K_{i,j} + (n + n_{0j}) + /epsilon_{i,j},$$

donde i y j representan las observaciones y los detectores, respectivamente. Los efectos fijos m y n son la pendiente e intercepto promedio global. Los efectos aleatorios m_{0j} y n_{0j} representan las desviaciones aleatorias del detector j respecto al promedio. Estos se distribuyen normalmente con media 0 y varianza $/sigma^2_{m_0}$ y $/sigma^2_{n_0}$, respectivamente y cuantifican la variabilidad entre detectores. Los residuos del ajuste se caracterizan por $/epsilon_{i,j}$

Mediante bootstrap paramétrico se estimó los intervalos de confianza (IC) al 95% de $/sigma^2_{m_0}$ y $/sigma^2_{n_0}$, generando datos simulados mediante Monte Carlo y ajustando el MLM en 10^5 iteraciones. Para el análisis se usó el software R 4.4.1.

RESULTADOS

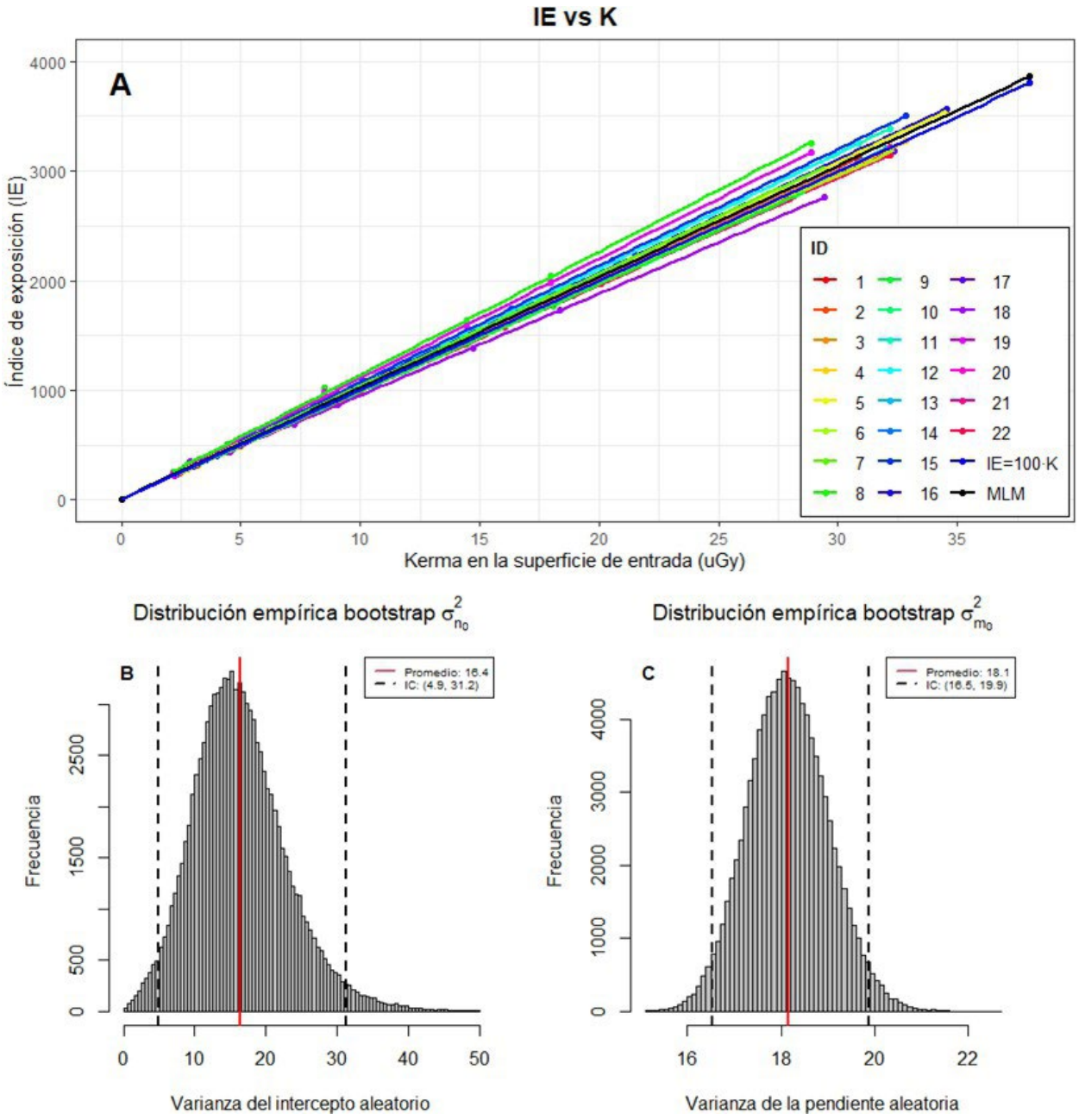


FIGURA 1: A) Regresiones lineales IE vs K de los detectores, de la relación teórica y del MLM. B-C) Histogramas de las muestras bootstrap de $/sigma^2_{m_0}$ y $/sigma^2_{n_0}$

La figura 1-A muestra la relación IE-K de todos los detectores ($R^2 >$ 0.999). Las figuras 1-B y 1-C muestran las distribuciones Bootstrap de $/sigma^2_{m_0}$ y $/sigma^2_{n_0}$.

Efectos fijos		Efectos aleatorios		Intervalo de confianza bootstrap		Coeficiente de variación (%)	
m	n	$/sigma^2_{m_0}$	$/sigma^2_{n_0}$	$IC_{/sigma^2_{m_0}}$	$IC_{/sigma^2_{n_0}}$	$/sigma_{m_0}/m$	$/sigma_{n_0}/n$
101.4	7.9	18.1	8.5	(16.5, 19.8)	(4.9, 31.2)	4.2	36.9

TABLA 1: Resultados del MLM ajustado, intervalos de confianza de $/sigma^2_{m_0}$ y $/sigma^2_{n_0}$ y coeficientes de variación de m_{0j} y n_{0j}.

La tabla 1 presenta los parámetros de ajustar los datos observados al MLM, los IC de $/sigma^2_{m_0}$ y $/sigma^2_{n_0}$ y los coeficientes de variación (CV) de los efectos aleatorios.

DISCUSIÓN

Los IC de $/sigma^2_{m_0}$ y $/sigma^2_{n_0}$ no incluyen al 0, confirmando que las diferencias entre detectores son estadísticamente significativas.

La mayor amplitud del IC de $/sigma^2_{n_0}$ refleja mayor incertidumbre al determinar dicho parámetro. Esta incertidumbre explica la diferencia entre el valor $/sigma^2_{n_0}$ obtenido con el MLM (8.5) y el valor promedio de la distribución Bootstrap $/sigma^2_{n_{0(16.4)}}$.

La principal fuente de variabilidad entre detectores es debida al intercepto aleatorio. Aunque la pendiente aleatoria también contribuye, su CV es menor. Esto sugiere que los detectores difieren principalmente en el ajuste del *offset*, lo que afecta su respuesta en el rango de trabajo habitual.

CONCLUSIONES

Este trabajo demuestra que la relación IE-K no es uniforme entre detectores, siendo la variabilidad en los interceptos la principal fuente de diferencias. Dada esta heterogeneidad, es fundamental evaluar el impacto en la dosis paciente y la calidad de imagen.

ESTUDIO DE LAS CONDICIONES DE IRRADIACIÓN SEGÚN EL ESTÁNDAR RQA5 EN UN EQUIPO DE RADIOLOGÍA CONVENCIONAL

Torres Sánchez, J. (1); Miñano Herrero, J. A. (1); Martínez Luna, R. J. (1)
(1) Hospital Universitario Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

La Calibración del indicador de dosis del detector propuesta por el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD) es clave en el control de calidad de radiología convencional. La mayoría de los fabricantes utiliza el estándar RQA5 para verificar la relación entre el índice de exposición (IE) y el Kerma (K) en la superficie del detector. Este estudio analiza si el tablero fijo del estativo mural afecta significativamente las condiciones establecidas por el estándar RQA5.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estándar RQA5 requiere que el haz de radiación, entre 66 y 74 kVp, tenga una capa hemirreductora (CHR) de 6.80 ± 0.25 mm Al. Para lograrlo, el equipo Radiología RSTR 800 utiliza una filtración adicional de 21 mm de Al. Se evalúa la contribución del tablero del estativo mural mediante el siguiente procedimiento:

1. Verificación inicial: Se mide la CHR con 21 mm de Al a 70 kVp usando el multímetro RTI Piranha.
2. Curva de atenuación: Medida con el mismo multímetro, añadiendo filtraciones de diferentes espesores a los 21 mm de Al.
3. Atenuación del tablero: Se mide el factor de atenuación del tablero con la sonda RTI T20.
4. Espesor equivalente: A partir de la curva de atenuación y el factor de atenuación, se calcula el espesor equivalente en mm de Al.
5. Filtración total: Se mide la CHR añadiendo el espesor equivalente del tablero a los 21 mm de Al.

Todas las incertidumbres se expresan con un factor de cobertura k = 1.

RESULTADOS

1. La CHR medida con 21 mm de Al y 70 kVp fue 6.79 ± 0.02 mm Al.
2. La curva de atenuación (FIGURA 1) mostró una CHR de 6.71 ± 0.03 mm de Al.
3. El factor de atenuación del tablero del estativo mural fue 0.861 ± 0.005.
4. El espesor equivalente del tablero calculado fue 1.41 ± 0.06 mm Al.
5. La CHR total con 21.00 mm + 1.45 mm de Al fue 6.870 ± 0.010 mm Al.

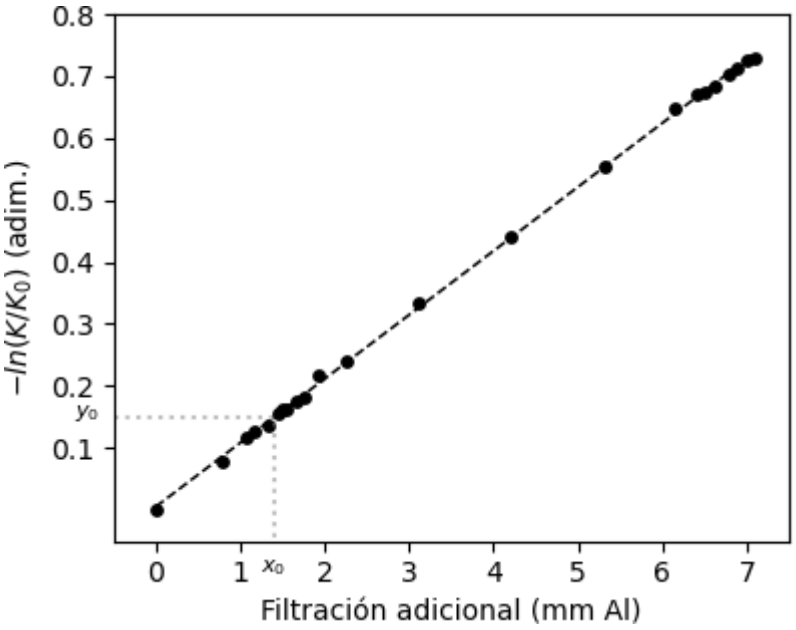


FIGURA 1. Ajuste lineal de la curva de atenuación medida. Las coordenadas (x_0, y_0) corresponden al espesor equivalente de aluminio del tablero y al logaritmo neperiano del factor de atenuación calculado respectivamente.

DISCUSIÓN

Se obtuvieron dos valores de CHR con los 21 mm de Al: uno por medida directa con Piranha y otro a partir de la curva de atenuación. Ambos resultados son compatibles con el estándar RQA5.

Se añadió un espesor real de 1.45 mm Al (el más cercano al calculado para el tablero del estativo mural), y la CHR aumentó ligeramente, aunque continuó dentro del rango RQA5.

CONCLUSIONES

Este trabajo confirma que el estándar RQA5 se cumple con una filtración de 21 mm de Al en el equipo estudiado. El tablero del estativo mural introduce un pequeño endurecimiento adicional al haz, pero el valor final de CHR permanece dentro del rango definido por el estándar RQA5. Por tanto, la relación IE-K proporcionada por el fabricante sigue siendo válida incluso cuando el diseño del equipo incluye un detector fijo detrás del tablero.

PROPUESTA DE VALORES DE REFERENCIA EN MG TOMOSÍNTESIS

Simon Soler, J. M. (1); Cordon, E. (2); Coll Pujol, A. (1)
(1) ACPRO, SLU; (2) ACPRO

INTRODUCCIÓN

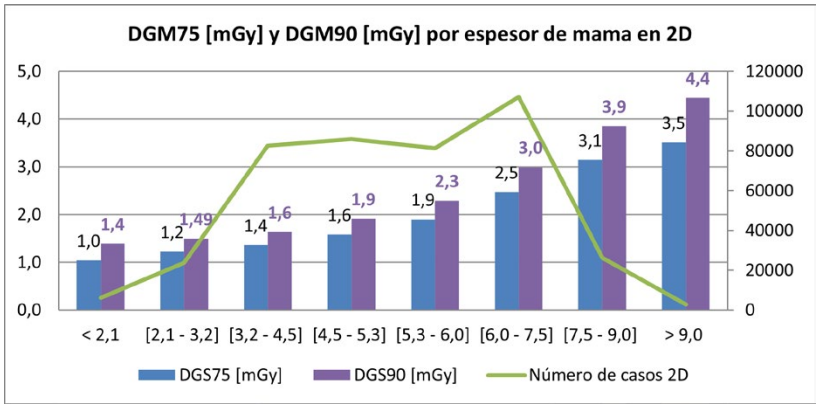
La Tomosíntesis posibilita visualizar la mama en un formato pseudo-tridimensional a partir de la adquisición un número definido de proyecciones bidimensionales y la utilización de algoritmos de reconstrucción que generan un conjunto de planos lo que mejora la detección de anomalías, como tumores o calcificaciones, ya que reduce el problema de superposición de. Hasta la fecha no se dispone de valores de referencia específicos de Tomosíntesis, por lo que se utilizan los mismos que para 2D. Este documento tiene como objetivo establecer valores de referencia para la práctica de la Tomosíntesis mamaria.

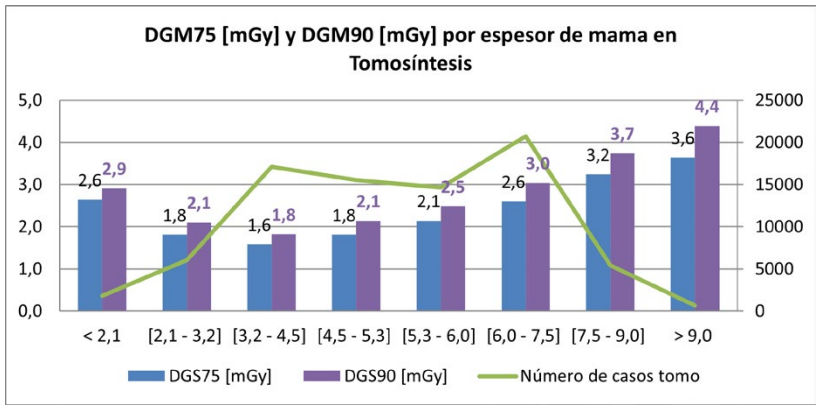
MATERIAL Y MÉTODO

Se dispone del aplicativo DReport, herramienta de gestión de dosis a paciente que permite la lectura del parámetro Dosis Glandular Promedio, DGM. Dicha magnitud puede extraerse de la información del Report Estructurado de Dosis, RSDR o, en su defecto, de las cabeceras de las imágenes DICOM. Se han registrado y analizado un total de 126.535 estudios de mamografía: 106.321 estudios 2D y 20.214 estudios de Tomosíntesis, asociados a 415.489 y 81936 adquisiciones respectivamente. Estos estudios provienen de equipos de diferentes marcas y modelos, trabajando en distintos modos.

RESULTADOS

Los valores de Dosis Glandular Promedio (DGM) para Tomosíntesis analizados en este estudio se distribuyen en función de la edad de la paciente. El análisis de la dosis se ha realizado agrupando los valores por grupos de espesor de mama, como está definido en el PECCR. Para cada rango de espesores, se ha estimado el valor del tercer cuartil para la distribución de dosis en 2D y Tomosíntesis y se ha comparado con el valor de referencia utilizado hasta el momento, y que corresponde a las exploraciones 2D. También se ha calculado el percentil 90 de la DGM por rango de espesores de mama, el cual se propone establecer como valor estadístico de referencia. Se ha estudiado la correlación entre el espesor de mama y la DGM (percentil 75 y percentil 90), para 2D (Figura 1) y Tomosíntesis (Figura 2), apreciando comportamientos diferentes para ambas opciones.





DISCUSIÓN

Se ha observado que para mamas de espesor menor a 3,2 cm los valores de DGM (tanto del percentil 75 como 90) superan el valor actual de referencia para 2D, mientras que para espesores superiores a 3,2 cm los valores de DGM son inferiores. Como era de esperar existe una clara correlación entre el valor del tercer cuartil de cada rango de espesores y el valor del rango. Cuanto mayor es el espesor mayor es la DGM, excepto para espesores inferiores a 3,2 cm. Esto nos lleva a considerar los factores necesarios para estimar la DGM (c,g,s). Se han observado diferencias significativas entre diferentes fabricantes y dentro de una misma marca entre los distintos modos de trabajo. Esta variabilidad dificulta la comparativa de valores de DGM entre las distintas opciones mamográficas (2D y Tomosíntesis).

CONCLUSIONES

Revisar valores de referencia para DGM.

Cumplir con la normativa actual.

Proponer valores de referencia para 2D y Tomosíntesis.

Documentar coeficientes de estimación de la DGM.

ESTABLECIMIENTO DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN TC PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE RADIODIAGNÓSTICO

Ferrer Aparicio, M. (1); Marin Ciocan, A. C. (2); Palma Copete, J. D. (1)
(1) Hospital Virgen de la Luz; (2) Ascires Grupo Biomédico

INTRODUCCIÓN

El uso creciente de radiaciones ionizantes en diagnóstico médico plantea el reto de garantizar imágenes de alta calidad con la mínima dosis de radiación. En este contexto, el Real Decreto 601/2019 establece los principios de optimización en la protección radiológica. El objetivo de este estudio es establecer los Niveles de Referencia de Dosis (NRD) en el Hospital Virgen de la Luz de Cuenca utilizando el Gestor de Dosis DOSE de Qaelum, y compararlos con los valores del Proyecto DOPOES II, para optimizar los protocolos de Radiodiagnóstico y detectar posibles anomalías en las exploraciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó el Gestor de Dosis DOSE de Qaelum para extraer los datos de exploraciones de Tomografía Computarizada (TC) en un intervalo de 5 años. El análisis se centró en la población adulta, descartando los datos pediátricos. Asimismo, se eliminó el 5% de los datos atípicos (percentiles 2,5% y 97,5%) según la metodología del Proyecto DOPOES II. Para tal proyecto se definió el NRD como el tercer cuartil de la distribución de medianas obtenidas de múltiples centros, del mismo modo se aplicó esta definición a los datos obtenidos a nivel hospitalario. Se tomaron 39.965 estudios, los cuales fueron agrupados en 23 tipos de exploración, de acuerdo con el Proyecto DOPOES II.

RESULTADOS

En la tabla se presentan los valores del tercer cuartil (NRD) para cada grupo de exploración, comparados con los valores nacionales obtenidos:

Tipo de exploración	Q3 (NRD) (mGy·cm)	NRD Nacional (mGy·cm)	Desviación (%) de los NRD
TC Craneal	858.8	960	-10.54%
TC Abdomen	814.77	765	6.51%
TC Abdomen-Pelvis	803	780	2.95%
TC Facial/senos paranasales	613.84	350	75.38%
UroTC	1200	1200	0.00%
Angio-TC abdomen	1142	1200	-4.83%
TC pelvis	607.7	760	-20.04%
TC tórax-abdomen	707.62	990	-28.52%
TC cuello	403.71	625	-35.41%
Angio-TC torácica pulmonar	407.33	510	-20.13%
TC lumbosacra	600.02	732	-18.03%
TC cuello-tórax-abdomen-pelvis	737.75	1220	-39.53%
TC cervical	365.31	600	-39.12%
Angio TC-craneal	584.65	1200	-51.28%
TC colonoscopia virtual	483.78	600	-19.37%
TC lumbar	614.89	840	-26.80%
TC tórax	449.93	480	-6.26%
TC TEP	393.16	550	-28.52%
Angio -TC troncos supraórticos	525.23	860	-38.93%
TC arterias coronarias	487.25	920	-47.04%
Dentacsan simple	256.25	350	-26.79%

Tabla 1. Tercer cuartil (valor NRD a nivel hospitalario), NRD nacional y diferencias entre ambos para cada tipo de exploración para la modalidad TC.

Al analizar los valores de NRD hospitalarios y compararlos con los valores NRD nacionales reportados en el Proyecto DOPOES II, se observa que 18 tipos de exploración presentan un valor NRD hospitalario inferior al valor NRD nacional, mientras que 2 tipos de exploración (TC abdomen y TC abdomen-pelvis) muestran un valor NRD hospitalario ligeramente superior al valor nacional. Además, se destaca que un único tipo de exploración, la TC facial/senos paranasales, presenta un valor NRD hospitalario significativamente superior al valor NRD nacional, con una desviación del 75,38%. Finalmente, se debe señalar que dos tipos de exploración no se pudieron asociar a ningún protocolo específico.

DISCUSIÓN

Los valores NRD obtenidos a nivel hospitalario son útiles para establecer un control periódico y garantizar el cumplimiento de los principios de protección radiológica. En comparación con los valores nacionales del Proyecto DOPOES II, la mayoría de los tipos

de exploración presentan dosis dentro del rango esperado, con excepción de algunos casos aislados, los cuales fueron revisados y optimizados mediante un trabajo conjunto con el servicio de radiología.

CONCLUSIONES

Los valores NRD obtenidos en este estudio permiten establecer un control de dosis más preciso y optimizar los protocolos de TC de Radiodiagnóstico en el Hospital Virgen de la Luz. Se recomienda realizar un análisis más detallado de los protocolos que presenten desviaciones significativas, tanto por encima como por debajo, respecto al valor de referencia establecido por el NRD nacional.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICO PARA PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO RAMÓN Y CAJAL

Trujillo Garcia, J. (1); Prieto Morán, D. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Cámara Gallego, M. (1); Capuz Suárez, A. B. (1); Colmenares Fernández, R. (1); García Fuentes, J. D. (1); Morís Pablos, R. (1); Sevillano Martinez, D. (1); Chillida Rey, R. (1); Rodriguez-Manzaneque Sosa, C. (1); García Vicente, F. (1)
(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, y gracias al desarrollo tecnológico experimentado, los estudios radiológicos han ido cobrando más importancia en el diagnóstico y tratamiento de patologías. Se estima que anualmente en España se realizan más de 40 millones de pruebas de imagen para el diagnóstico, y recientemente, aproximadamente 76000 procedimientos intervencionistas, traduciéndose todo ello en un volumen importante de datos por paciente y estudio. Desde el año 2002 se puso en funcionamiento en la Comunidad de Madrid un Sistema de Gestión de Dosis, DOLQA (Dose On-Line for Quality Assurance), donde se recoge y gestiona información de los principales estimadores de dosis para las diferentes variantes radiológicas.

El objetivo de este trabajo es el análisis de los datos obtenidos de DOLQA de diversos estudios realizados en el Hospital Universitario Ramón y Cajal para establecer, para cada uno de ellos, unos niveles de referencia (NRD) con el fin de mejorar la seguridad del paciente y la calidad de los tratamientos recibidos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizaron los datos de 763 pacientes en procedimientos intervencionistas a lo largo de los últimos 3 años (2022-2024) realizados con 3 equipos AZURION y 5 ALLURA (Philips Medical System). Los valores del producto dosis-área (PDA) se obtuvieron de DOLQA. Se evaluaron los datos según el tipo de procedimiento, y del posterior análisis de los mismos, se ha obtenido el tercer cuartil (Q3) y la incertidumbre asociada a partir del rango intercuartil para cada uno de ellos. Se han definido unos valores NRD para cada uno de ellos, y se han con valores encontrados en la literatura para el mismo tipo de procedimiento.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos para algunos estudios se presentan en la tabla 1.

		NRD	NRD de referencia
Procedimiento	**Pacientes**	**PDA_{Q3} (Gy·cm^2)**	**PDA_{ref} (Gy·cm^2) [3,4]**
Hemodinámica			
TIVS	52	75,08 ± 4,90	80
Estudios de EF	15	15,1 ± 4,63	10
Procedimientos stent	8	151,95 ± 18,41	41-166
Intervencionismo coronario	98	160,60 ± 11,73	101
Vascular			
Drenaje biliar	88	133,38 ± 12,17	100
Hemorragias digestivas	97	545,10 ± 40,75	520
Embolización de mioma uterino	34	228,80 ± 27,68	236
Embolización de vena pélvica	23	80,70 ± 13,55	60
Embolización hepática	91	559,05 ± 35,56	300-600
Embolización de otros tumores	95	457,25 ± 33,21	550
Gastronomía percutánea	126	4,48 ± 0,29	13
Angiografía cerebral (un vaso)	36	62,00 ± 6,82	61,1

Tabla 1. PDA medido y PDA de referencia para distintos estudios de hemodinámica y vascular.

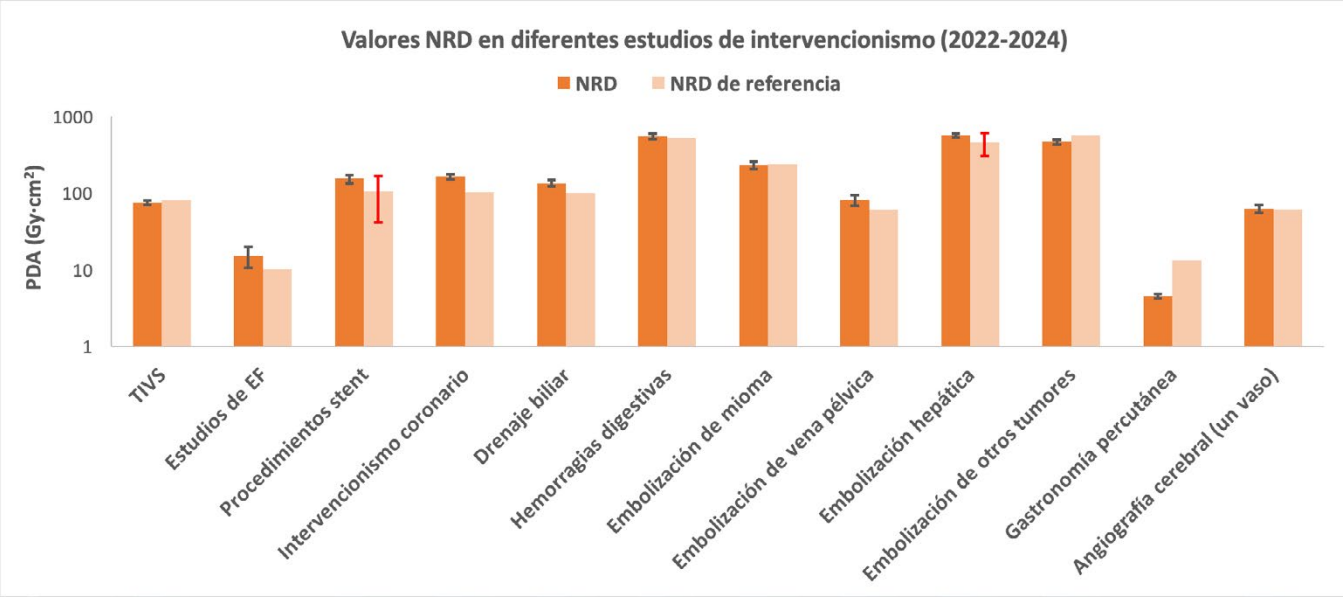


FIGURA 1. *PDA medido (naranja oscuro) y PDA de la literatura (naranja claro) para diferentes estudios. En negro se representan las barras de error de las medidas, y en rojo el rango de valores de referencia.*

Los resultados mostrados anteriormente corresponden a los datos obtenidos de 4 procedimientos de hemodinámica y 8 de vascular. Como puede observarse en la mayoría de los estudios los valores NRD son próximos a los obtenidos de la literatura o ligeramente inferiores a estos, con excepciones como el caso de intervencionismo coronario, donde se ha obtenido un valor de PDA superior al reportado en la referencia.

CONCLUSIONES

Se han establecido valores NRD para algunos procedimientos de intervencionismo, los cuales son comparables a valores recogidos en distintas fuentes bibliográficas. Se buscará analizar más procedimientos intervencionistas y establecer nuevos NRD, así como, dentro de un mismo procedimiento, estudiar la variabilidad en los indicadores dosimétricos correspondientes para los diferentes equipos.

UTILIZACIÓN DE CAE VIRTUAL (S-AEC) EN DETECTORES INALÁMBRICOS DE EQUIPOS SAMSUNG DE RADIOLOGÍA PORTÁTIL

Almansa, J. (1); Altozano Ruiz, E. (2)
(1) Hosp. Universitario Virgen de las Nieves (Granada); (2) Hosp. Univ. Virgen de las Nieves

INTRODUCCIÓN

Recientemente (Marzo-Junio 2024) se ha puesto en marcha en el Hosp. Virgen de las Nieves tres equipos de RX Portátiles modelo GM85 Fit de Samsung.

En Noviembre de 2024 se ha procedido a la instalación en estos equipos de la utilidad S-AEC, un CAE virtual que utiliza los propios detectores inalámbricos de los equipos como cámara de exposimetría mediante pre-disparos que, en proyecciones de Tórax y Abdomen, permiten determinar la técnica apropiada para conseguir la dosis objetivo en ROI segmentadas automáticamente sobre la anatomía real del paciente.

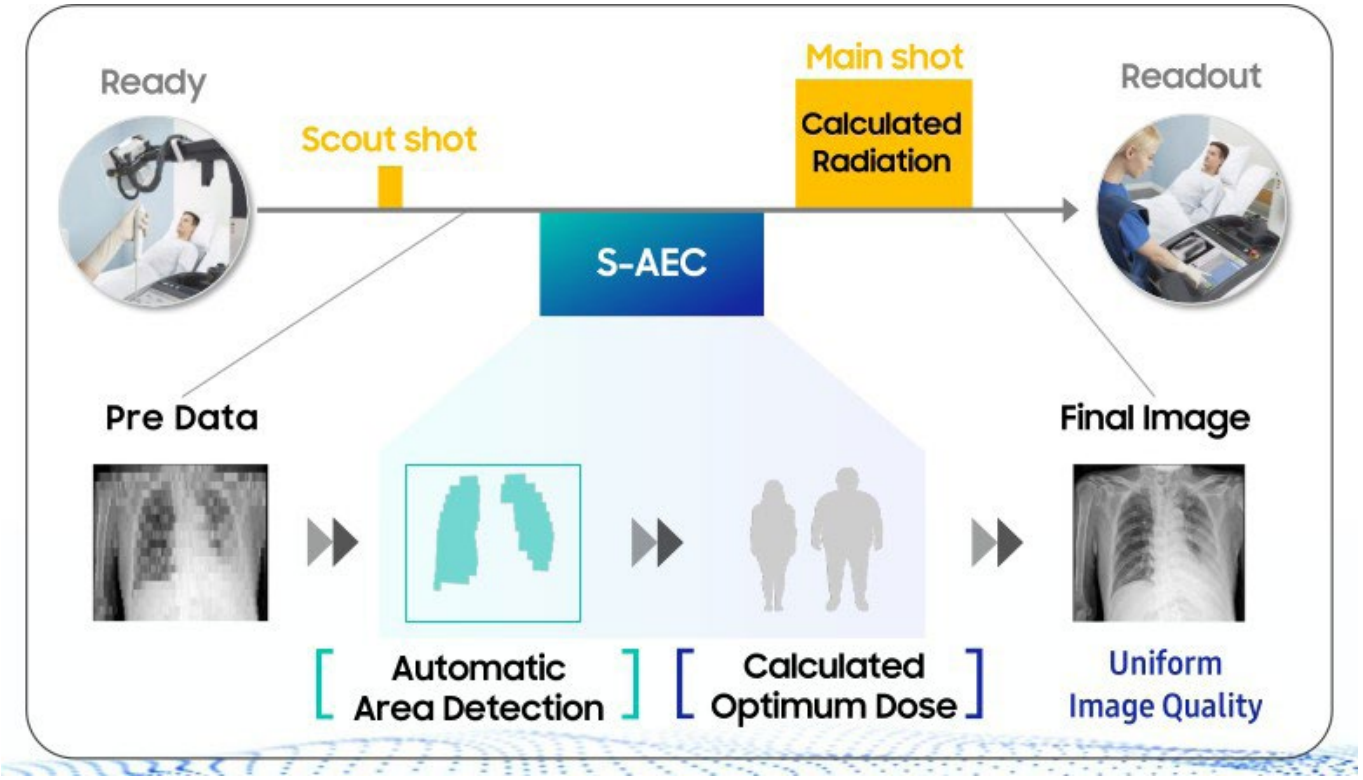


FIGURA 1: Esquema de funcionamiento de la solución S-AEC

MATERIAL Y MÉTODOS

El S-AEC se instaló el 18 de Noviembre de 2024 en los tres equipos habilitándose su uso en los protocolos de Tórax AP con un ajuste inicial a una dosis de corte de 4.22µGy y un ajuste posterior a 3.56µGy. Previamente, los protocolos eran manuales sin ningún tipo de automatismo.

Obtenemos el histórico de exploraciones de estos tres equipos de nuestro sistema de registro de dosis OpenREM [2].

Analizamos estos datos para establecer un valor base de funcionamiento de los equipos para los parámetros de DAP, mAs e índice de exposición (IE), evaluando el comportamiento de estos parámetros en el tiempo, tras la introducción del S-AEC y su configuración (principalmente la dosis objetivo).

RESULTADOS

Nuestros resultados a fecha de hoy son provisionales dado el escaso tiempo transcurrido desde la instalación y configuración del S-AEC, así como la carga variable de exploraciones entre los tres equipos.

Analizando los datos en el equipo que más exploraciones realizó obtenemos los resultados mostrados en la figura 2 a continuación. En ella se muestran los parámetros mAs(A), DAP (B) y el Indice de Exposición IE (C), en función del número de exploración (ordenada temporalmente tal y como se almacenaron en PACS).

De la figura podemos inmediatamente deducir que la introducción del S-AEC ha supuesto una variabilidad en la dosis asociada al hábito anatómico de los pacientes, con respecto al período cuando solo los protocolos manuales se utilizaban.

Asímismo, podemos ver como el IE de las radiografías de tórax reduce sensiblemente su variabilidad, indicando una mayor homogeneidad en la calidad de imagen entre las distintas exploraciones (pacientes).

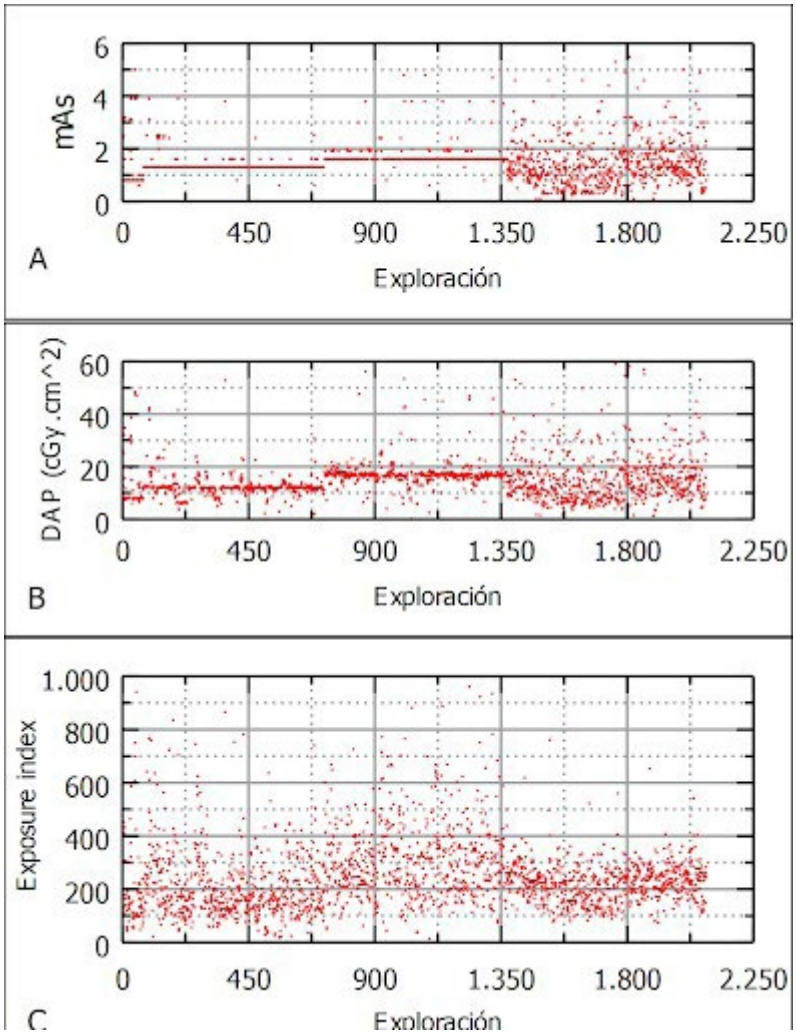


Figura 2: Evolución temporal del DAP, mAs e IE en función del número de exploración. La fecha de introducción del S-AEC corresponde con la marca 1350 en el eje X

DISCUSIÓN

A pesar del carácter preliminar y limitado de estos datos, que se seguirán adquiriendo hasta la fecha del congreso, es posible ya observar las consecuencias de la implantación de esta tecnología que se traduce en una mayor homogeneidad en la calidad de la imagen, estimada en nuestro caso por el parámetro del Índice de Exposición (IE).

CONCLUSIONES

Se ha demostrado un funcionamiento correcto del S-AEC permitiéndonos, a partir de ahora, trabajar en la reducción de las dosis al paciente modificando la dosis objetivo al detector conservando una calidad de imagen suficiente y uniforme.

REFERENCIAS

Whitepaper–Optimizing Medical Radiation with S-AEC: Clinical Application in Abdominal Imaging

OpenREM–https://openrem.org/

MÉTRICAS DE EVALUACIÓN DE LA UNIFORMIDAD PARA LA PRUEBA DX14 DEL PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

Almansa, J. (1); Altozano Ruiz, E. (2); Escobar Cerezo, J. (3)
(1) Hosp. Universitario Virgen de las Nieves (Granada); (2) Hosp. Univ. Virgen de las Nieves; (3) Hosp. Universitario de Jaén

INTRODUCCIÓN

En la revisión de 2024 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1] para los equipos de Radiografía Digital se ha incluido una prueba sobre la homogeneidad de las imágenes (prueba DX14) que cambia sustancialmente la metodología hasta ahora recomendada para esta prueba en el PECCRD.

La metodología recomendada para la prueba DX14 está inspirada en la implementación realizada en el plugin COQ de ImageJ [2, 3] aunque con diferencias en las métricas utilizadas así como en las tolerancias recomendadas.

Con este trabajo queremos evaluar estas métricas así como su comportamiento con la dosis al detector.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha implementado, mediante macros de ImageJ, las métricas (FIGURA 1) recomendadas por el PECCRD2024[1], Nitrosi[3], así como una variante empleada por los autores previamente a la publicación del PECCRD2024.

	$\mathbf{PECCRD_{2024}}$	**Nitrosi et al.**	**J. Escobar**
UG_{VMP}	$\max\left(\frac{\lvert \mathrm{VMP}_{i,j}-\overline{\mathrm{VMP}}_{i,j}\rvert}{\overline{\mathrm{VMP}}_{i,j}}\right)$	$\frac{\max(\mathrm{VMP}_{i,j})-\min(\mathrm{VMP}_{i,j})}{(\max(\mathrm{VMP}_{i,j})+\min(\mathrm{VMP}_{i,j}))/2}$	$\frac{\max(\mathrm{VMP}_{i,j})-\min(\mathrm{VMP}_{i,j})}{\overline{\mathrm{VMP}}_{i,j}}$
UL_{VMP}	$\max\left(\frac{\lvert \mathrm{VMP}_{i,j}-\overline{\mathrm{VMP}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}\rvert}{\overline{\mathrm{VMP}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}}\right)$	$\max\left(\frac{\max(\lvert \mathrm{VMP}_{i,j}-\mathrm{VMP}_{i\pm1,j\pm1}\rvert)}{\mathrm{VMP}_{i,j}}\right)$	$\max\left(\frac{\lvert \mathrm{VMP}_{i,j}-\overline{\mathrm{VMP}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}\rvert}{\overline{\mathrm{VMP}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}}\right)$
UG_{RSR}	$\max\left(\frac{\lvert \mathrm{RSR}_{i,j}-\overline{\mathrm{RSR}}_{i,j}\rvert}{\overline{\mathrm{RSR}}_{i,j}}\right)$	$\frac{\max(\mathrm{RSR}_{i,j})-\min(\mathrm{RSR}_{i,j})}{(\max(\mathrm{RSR}_{i,j})+\min(\mathrm{RSR}_{i,j}))/2}$	$\frac{\max(\mathrm{RSR}_{i,j})-\min(\mathrm{RSR}_{i,j})}{\overline{\mathrm{RSR}}_{i,j}}$
UL_{RSR}	$\max\left(\frac{\lvert \mathrm{RSR}_{i,j}-\overline{\mathrm{RSR}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}\rvert}{\overline{\mathrm{RSR}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}}\right)$	$\max\left(\frac{\max(\lvert \mathrm{RSR}_{i,j}-\mathrm{RSR}_{i\pm1,j\pm1}\rvert)}{\mathrm{RSR}_{i,j}}\right)$	$\max\left(\frac{\lvert \mathrm{RSR}_{i,j}-\overline{\mathrm{RSR}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}\rvert}{\overline{\mathrm{RSR}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}}\right)$

donde,

$\mathrm{VMP}_{i,j}$ y $\mathrm{RSR}_{i,j}$	–	VMP y RSR de la región i, j
$\overline{\mathrm{VMP}}_{i,j}$ y $\overline{\mathrm{RSR}}_{i,j}$	–	Promedio de $\mathrm{VMP}_{i,j}$ y $\mathrm{RSR}_{i,j}$ de todas las regiones
$\overline{\mathrm{VMP}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}$ y $\overline{\mathrm{RSR}}^{\,8\mathrm{vec}}_{i,j}$	–	Promedio de $\mathrm{VMP}_{i,j}$ y $\mathrm{RSR}_{i,j}$ (8 regiones alrededor de región i, j)
$\mathrm{VMP}_{i\pm1,j\pm1}$ y $\mathrm{RSR}_{i\pm1,j\pm1}$	–	VMP y RSR de las regiones con índices $(i \pm 1, j)$ e $(i, j \pm 1)$

FIGURA 1: Métricas de Uniformidad Global y Local (UG y UL) para los Valores Medios de Pixel (VMP) y Relación Señal Ruido (RSR)

Se ha utilizado la misma implementación para su evaluación: análisis del 80% del área activa del detector empleando una ROI de 30 mm x 30 mm que se desplaza por toda la imagen solapándose con las adyacentes 15 mm.

Se han analizado imágenes de 17 detectores obtenidas con calidad RQA5 en el rango de dosis 0.5µGy-25µGy. En todos los casos la prueba DG028 del PECCRD2011 se encontraba dentro de tolerancia.

RESULTADOS

Inicialmente también se pretendía comparar los resultados con los resultados del plugin COQ pero se han encontrado errores en este, e.g.: resultados negativos.

En la FIGURA 2 podemos ver los resultados para 2 de los detectores analizados. Se pueden observar valores de Uniformidad menores para las métricas descritas el PECCRD2024 además valores más estables con la dosis.

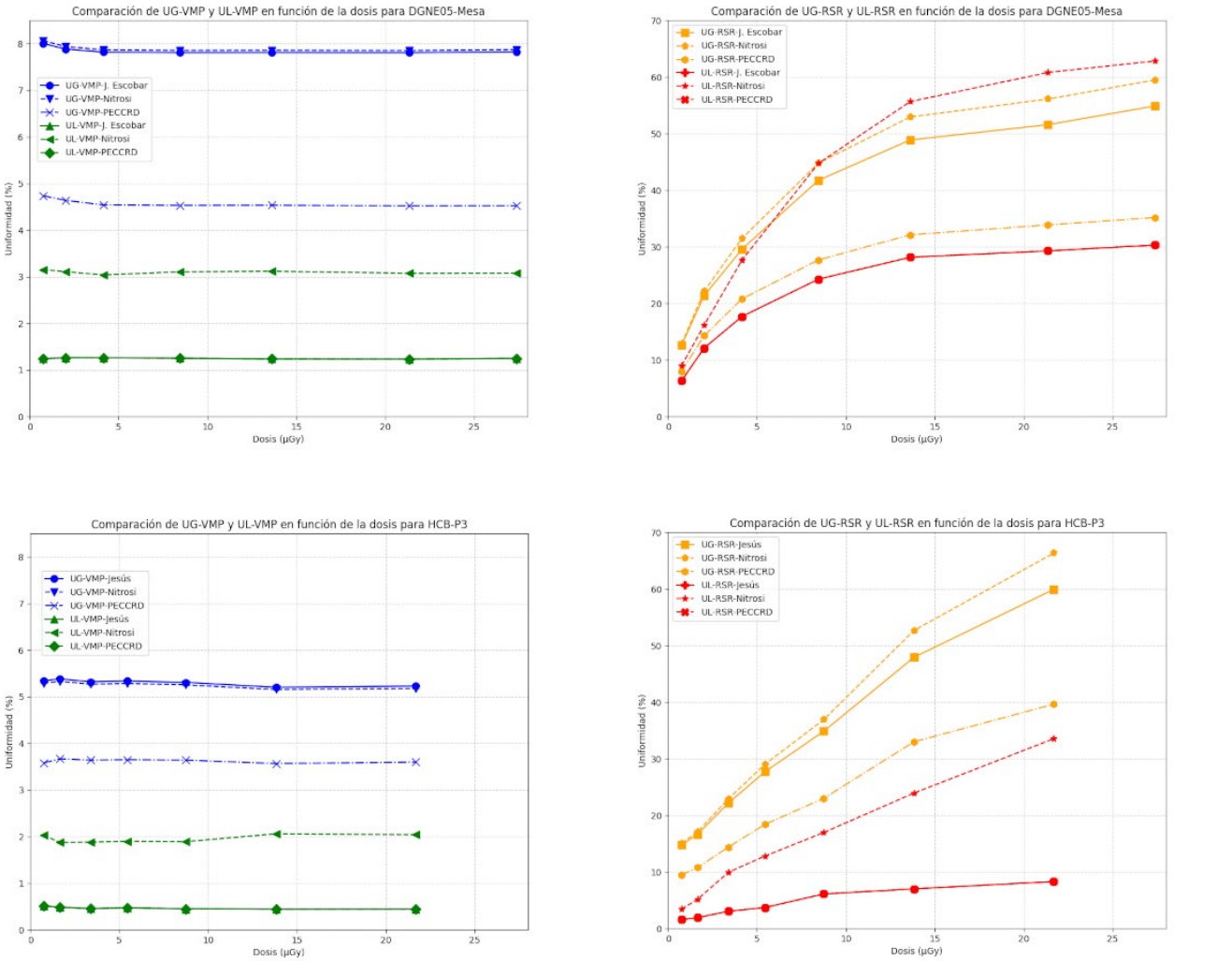


FIGURA 2: Ejemplo de resultados obtenidos en dos detectores

DISCUSIÓN

La elección de la métrica para la evaluación de la uniformidad así como de la dosis a la cual se evalúa puede ser determinante con respecto a la realización de la prueba DX14.

La dependencia con la dosis para la RSR puede condicionar fuertemente los resultados de la prueba en función de la métrica utilizada en caso de no poder medir exactamente a 2.5µGy, es por ello que se recomienda realizar un ajuste funcional de la UG y UL de la RSR frente a la dosis para obtener valores de referencia a 2.5µGy.

CONCLUSIONES

Se han validado y comparado tres conjuntos de métricas para la evaluación de la prueba DX14 del PECCRD2024.

REFERENCIAS

PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO. MÓDULO 1: CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA DIGITAL. SEFM-SEPR-SERAM. 2024.

DONINI ET AL. "FREE SOFTWARE FOR PERFORMING PHYSICAL ANALYSIS OF SYSTEMS FOR DIGITAL RADIOGRAPHY AND MAMMOGRAPHY". MED. PHYS. 41 (5), MAY 2014. DOI: 10.1118/1.4870955

NITROSI ET AL. "APPLICATION OF QC_DR SOFTWARE FOR ACCEPTANCE TESTING AND ROUTINE QUALITY CONTROL OF DIRECT DIGITAL RADIOGRAPHY SYSTEMS: INITIAL EXPERIENCES USING THE ITALIAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE QUALITY CONTROL PROTOCOL". JOURNAL OF DIGITAL IMAGING, VOL 22, NO 6 (DECEMBER), 2009. DOI: 10.1007/S10278-008-9150-Z

DOSIS A PACIENTES EN UNA UNIDAD DE ENDOSCOPIAS

Agulla Otero, M. (1); Soto Angona, R. (1); Antón García, D. (1); Pérez Gómez, F. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Pena Vaquero, S. (1); Villar Vázquez, C. (1); Sánchez Pérez, M. (1); Montoya Armisén, P. (1); Torres Cabrera, R. (1); Del Castillo Belmonte, Á. (1); Miguel Pérez, D. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Donis Gil, S. (1); De Frutos Baraja, J. M. (1); Alonso Hernández, D. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

Se presentan los resultados obtenidos para la evaluación de las dosis recibidas por los pacientes en las exploraciones de colangiopancreatografía retrógrada endoscópica (CPRE) guiadas por rayos X que realiza la Unidad de Endoscopias del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid.

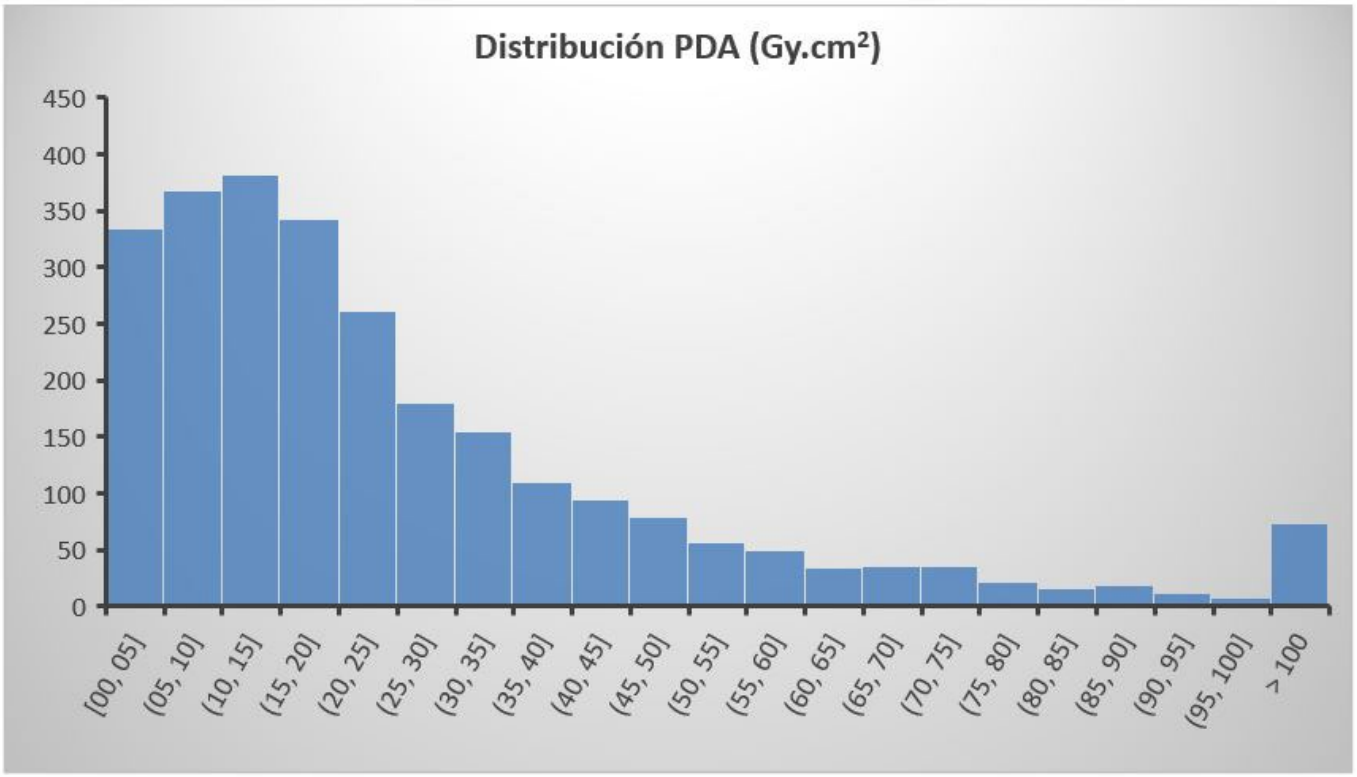
MATERIAL Y MÉTODOS

La Unidad de Endoscopias cuenta con un arco Siemens Cios Alpha que fue incorporado en diciembre de 2022. Se extrajo la información contenida en los informes estructurados de dosis para su volcado a una hoja de cálculo, donde se llevó a cabo el análisis de los datos. Durante dos años de uso, un total de 2662 intervenciones fueron analizadas en base a los siguientes parámetros: producto dosis-área (PDA), el kerma en aire en la posición de referencia (Kref, a 30 cm por delante de la entrada del detector) y tiempo de irradiación.

RESULTADOS

Los resultados del análisis estadístico de los datos pueden verse en la tabla y la distribución del valor del PDA en la gráfica adjuntas.

	Promedio	Mediana [Rango intercuartil]	Máximo [Percentil 95%]
PDA (Gy.cm²)	26.8	18.5 [9.6, 34.2]	393.8 [78.1]
K_{ref} (mGy)	136.5	85.3 [38.8, 172.8]	1838.3 [438.3]
Tiempo (h:mm:ss)	0:08:22	0:05:40 [0:03:08, 0:10:44]	1:28:24 [0:25:26]



Analizando por separado la contribución de los dos modos de imagen, fluoscopia y adquisición, se obtuvo que, en promedio, el uso de la fluoroscopia supuso un 97% del tiempo de irradiación y contribuyó con el 98% tanto al PDA como al Kref.

DISCUSIÓN

Los datos muestran una variación importante en la exposición a los pacientes debido, principalmente, a la diferencia en la complejidad de cada procedimiento individual y también a las características del paciente (tamaño y peso).

En las intervenciones analizadas, el modo de fluoroscopia es claramente dominante frente al modo de adquisición. Esto es así debido a que en este tipo de procedimientos se utiliza básicamente la fluoroscopia para el guiado del endoscopio, en mayor o menor medida según lo exija la complejidad del estudio, y sólo se utiliza esporádicamente el modo de adquisición, principalmente mediante un disparo único, para registrar una imagen fija para su archivo.

Asumiendo que el valor de la mediana del Kref puede considerarse como una estimación, aunque grosera, de la dosis en piel al paciente, el valor obtenido (85.3 mGy) se encuentra muy por debajo del umbral de dosis para efectos deterministas en la piel del paciente, 2 Gy, establecido por la ICRP. Aunque el valor de Kref máximo registrado (1838.3 mGy) está próximo a este umbral, se mantiene por debajo, por lo que se puede considerar que las dosis que proporciona este equipo son seguras en este sentido.

CONCLUSIONES

El acceso a la información contenida en los informes estructurados de dosis permite realizar un control y evaluación exhaustivos de las dosis que reciben los pacientes. En el caso del equipo dedicado a las intervenciones de CPRE que realiza la Unidad de Endoscopias se ha comprobado que existe una variabilidad importante en los resultados dosimétricos en función, principalmente, de la complejidad del estudio y de las características del paciente. Algunos procedimientos suponen largos tiempos de irradiación, si bien las dosis recibidas por el paciente se encuentran por debajo del umbral para la aparición de efectos deterministas en la piel.

ESTUDIO DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL PEDIÁTRICA EN EL HOSPITAL GENERAL DE CIUDAD REAL (HGUCR)

Pérez Álvarez, M. E. (1); Zambrano Salas, E. (1); Rivas Morales, J. J. (1); Ruiz García, E. (1); Corbalán Mirete, A. (2)
(1) HGUCR; (2) HGUSL

INTRODUCCIÓN

El uso de niveles de referencia de dosis (NRD) es fundamental para optimizar la protección radiológica en procedimientos de diagnóstico por imágenes, especialmente en pediatría. Este trabajo evalúa los NRD en un equipo de radiología convencional de urgencias Siemens Ysio Max, comparándolos con los establecidos en el documento Radiation Protection N° 185 y el artículo “Estimación de las dosis a las poblaciones en España como consecuencia del radiodiagnóstico médico”.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron 9331 casos pediátricos de distintas edades y pesos, clasificando las exploraciones en proyecciones de cráneo (AP/PA y lateral), tórax (AP/PA), pelvis AP y abdomen (AP/PA). Para ello se contó con la ayuda del sistema de registro de dosis Qaelum. No obstante, el análisis se realizó de forma manual exportando los datos anuales y sin usar las herramientas de estadística del sistema Qaelum, debido a que para obtener una cantidad de datos significativa para cada rango de edad se analizaron los datos entre los años 2020 y 2024. Esta cantidad de datos hacía que Qaelum se bloqueara. Las dosis se midieron en términos de producto dosis-área (PDA) en mGy·cm². Los valores obtenidos se contrastaron con las guías europeas y datos nacionales.

RESULTADOS

Los valores de las medianas de PDA en el HGUCR mostraron variaciones significativas en comparación con los NRD europeos y nacionales, siendo en la mayoría de los casos inferiores en el HGUCR. En la proyección de cráneo AP/PA para el rango de edad de 0-1 año, el PDA fue de 89 mGy·cm², por debajo del valor europeo (215 mGy·cm²). Sin embargo, para cráneo lateral en el grupo de 10-14 años, los valores fueron superiores a los establecidos, alcanzando 278 mGy·cm² frente a los 250 mGy·cm² del estándar europeo. En el tórax AP/PA, los resultados del HGUCR son muy similares a los NRD para todos los grupos de edad. En abdomen AP, se observan NRD muy inferiores en el HGUCR respecto los NRD Europeos y nacionales. En Pelvis AP los datos hasta los 10 años son inferiores en el HGUCR, pero aumentan significativamente para el grupo de 10-14 años.

	Peso	Edad	RP 185 mGycm²	Edad	Art Esp mGycm²	Edad	HGUCR (Urgencias) mGycm²	Nº casos
Cráneo AP/PA		3m<1 año	215	0	130	0-1año	89	73
		1<6 años	295	1-5	230	1-4 años	141	58
		+6años	350	6-10	350	4-10 años	165	88
				11-15	430	10-14 año	338	16
						14-18 años	317	71
Cráneo LAT		1<6años	200			0-1año	63	70
						1-4 años	40	124
		+6años	250			4-10 años	28	171
						10-14 años	11	278
						14-18 años	65	316
Tórax AP/PA	<5kg	<1m	15	0	40	0-1año	25	366
	5<15 kg	1m-4años	22	1-5	50	1-4 años	25	1754
	15<30 kg	4-10años	50	6-10	85	4-10 años	36	1486
	30<50 kg	10-14años	70	11-15	100	10-14 años	63	610
	50<80 kg	14-18años	87			14-18 años	73	2507

	Peso	Edad	RP 185 mGycm²	Edad	Art Esp mGycm²	Edad	HGUCR (Urgencias) mGycm²	Nº casos
Abdomen AP	<5kg	<1m	45	0	150	0-1año	30	6
	5<15 kg	1m-4años	150	1-5	200	1-4 años	91	144
	15<30 kg	4-10años	250	6-10	225	4-10 años	146	215
	30<50 kg	10-14años	475	11-15	300	10-14 años	326	151
	50<80 kg	14-18años	700			14-18 años	432	1349
Pelvis AP				0	60	0-1año	30	5
				1-5	180	1-4 años	54	26
	15<30kg	4-10años	180	6-10	310	4-10 años	161	60
	30<50kg	10-14años	310	11-15	400	10-14 años	813	55
						14-18 años	1043	84

DISCUSIÓN

Los datos revelan que, en general, las dosis administradas en el HGUCR son inferiores a las recomendaciones europeas y nacionales en la mayoría de las proyecciones y grupos de edad/peso.

CONCLUSIONES

La herramienta Qaelum es muy útil a la hora de exportar datos pero tiene problemas con sus herramientas de análisis cuando se intenta estudiar una gran cantidad de datos.

El estudio evidencia que las dosis en el HGUCR para radiología convencional pediátrica son menores a los NRD nacionales e internacionales publicados.

Cabe destacar la falta de datos existentes para este tipo de pacientes y refuerza la idea de que es crucial actualizar dichos datos para obtener referencias que se adecuen a las nuevas tecnologías existentes en los hospitales.

JUSTIFICACIÓN DE PRUEBAS DIAGNÓSTICAS EN EMBARAZADAS: EVALUACIÓN DE RIESGOS Y DOSIS FETALES

Pérez Álvarez, M. E. (1); Corbalán Mirete, A. (2); Zambrano Salas, E. (1); Rivas Morales, J. J. (1); Ruiz García, E. (1)
(1) HGUCR; (2) HGUSL

INTRODUCCIÓN

Con la entrada en vigor del RD 601/2019, justificación y optimización del uso de radiaciones ionizantes, se ha reforzado la necesidad de proteger a pacientes embarazadas frente a exposiciones médicas innecesarias. Este trabajo ofrece una guía práctica para la justificación de pruebas diagnósticas que impliquen radiaciones ionizantes en embarazadas. Se proporciona información para prescriptores sobre las dosis estimadas de radiación que recibe el feto, el riesgo asociado y alternativas diagnósticas cuando sean pertinentes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó una metodología basada en los Niveles de Referencia Diagnóstica (NRD) nacionales a partir del DOPOES II, con cálculos de dosis fetales realizados mediante el la página web fetaldose en caso de CT y revisión bibliográfica en el resto de exploraciones.

Se realiza una página web interactiva, creada con IA, que permite consultar dosis estimadas para cada tipo de prueba. Además, se incluyó un enlace a la página web de los ACR Appropriateness Criteria, que orienta sobre alternativas diagnósticas en función del contexto clínico.

Para la estimación del riesgo fetal se usa la ICRP 84.

RESULTADOS

La página presenta como resultado tras escoger el tipo de prueba diagnóstica, el tipo de exploración y la edad gestacional, si el feto están dentro del haz de radiación, la dosis estimada en útero si la prueba requiere de estimación individualizada, el nivel de dosis para el feto, el riesgo que supone para el feto la exploración y un comentario en cuanto los riesgos esperables para el feto.

En la tabla obtenida para hacer la estimación, se comprueba que de las dosis recibidas en mamografía y radiografía dental son prácticamente nulas. En radiografía convencional con los equipos actuales son bajas, comparables al fondo radiactivo natural. En CT, fluoroscopia e intervencionismo son comparables al fondo radiactivo natural cuando el feto está fuera del haz de radiación y cuando está dentro, para el caso de CT tenemos una estimación máxima de 45.09mGy en el caso de TC lumbar selectiva en la edad gestacional de 0-3 meses. En el caso de fluoroscopia e intervencionismo las dosis son dependientes de la duración del procedimiento, pero se estima de 40mGy/min para proyecciones AP usando un sistema con intensificador de imagen en el peor de los casos.

DISCUSIÓN

El trabajo enfatiza la importancia de la justificación adecuada para minimizar exposiciones innecesarias. Las dosis fetales más significativas se observan en procedimientos de CT y fluoroscopia abdominales. Por otro lado, pruebas como mamografía y radiografías dentales presentan riesgos insignificantes para el feto. La disponibilidad de alternativas diagnósticas, como ecografía o resonancia magnética, debe ser considerada en embarazadas.

CONCLUSIONES

La justificación de pruebas diagnósticas en embarazadas es esencial para garantizar la protección radiológica del feto.

Las dosis fetales estimadas varían según la prueba, con un riesgo mayor en exploraciones que involucran el abdomen o pelvis.

El acceso a herramientas interactivas y recursos como los ACR Appropriateness Criteria facilita una toma de decisiones informada por parte de los prescriptores.



RED NEURONAL CONVOLUCIONAL PARA LA REDUCCIÓN DE RUIDO EN IMÁGENES DE BAJA DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Gordillo Cerezo, J. (1); Calatrava Ramírez, M. (2); Naranjo Jiménez, N. (2); Ruiz Manrique, C. (2); Ruiz Ramírez, F. (2); Romero Fernández, J. J. (2)

(1) Hospital Universitario Virgen de la Victoria; (2) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) es una herramienta de diagnóstico fundamental en la medicina. Reducir la dosis que recibe el paciente en estos estudios resulta en imágenes ruidosas, lo que puede dificultar el diagnóstico. En este trabajo se trata de mejorar la calidad de imagen de estudios TC de baja dosis mediante un modelo de red neuronal convolucional (CNN).

MATERIAL Y MÉTODO

A continuación se describen las características del modelo de CNN empleado:

Arquitectura Encoder-Decoder simétrica residual: 5 capas convolucionales (encoder) y 5 deconvolucionales (decoder) con conexiones de salto simétricas entre capas convolucionales y deconvolucionales. La función de activación en todos los casos fue "ReLU".

- Conjunto de Datos: Se ha utilizado una base de datos clínica real, autorizada por la Mayo Clinic para el "2016 NIH- AAPM-Mayo Clinic Low Dose CT Grand Challenge". El conjunto de datos contiene 2.378 pares de imágenes de TC de 512 × 512 de 3 mm de espesor de dosis completa (TCDN) y de un cuarto de dosis (TCDB) de 10 pacientes.
- Entrenamiento: La CNN se entrenó con el conjunto de pares de imágenes TCDN y TCDB de 9 pacientes. Se empleó la función de coste error cuadrático medio para evaluar el resultado de la red. El optimizador elegido fue Adam.

El encoder aprende a obtener mapas de características de las imágenes y el decoder a realizar una reconstrucción con reducción de ruido a partir de dichos mapas.

- Para evaluar el desempeño del modelo, sólo se emplearon métricas objetivas como el error cuadrático medio (RMSE), la relación señal-ruido (SNR) y el índice de similitud estructural (SSIM).

RESULTADOS

Las imágenes TCDB del paciente restante se procesan con el modelo CNN entrenado. La CNN fue capaz de reducir el ruido sin perder detalles anatómicos importantes, obteniéndose una mejora significativa en las métricas de calidad respecto al estudio TCDN.

El RMSE se redujo en un 24 %.

La SNR aumentó en un 2,5 % en comparación con las imágenes de baja dosis original.

El SSIM aumentó en un 7,7 % respecto a las imágenes de baja dosis, lo que indica una preservación efectiva de las estructuras anatómicas.

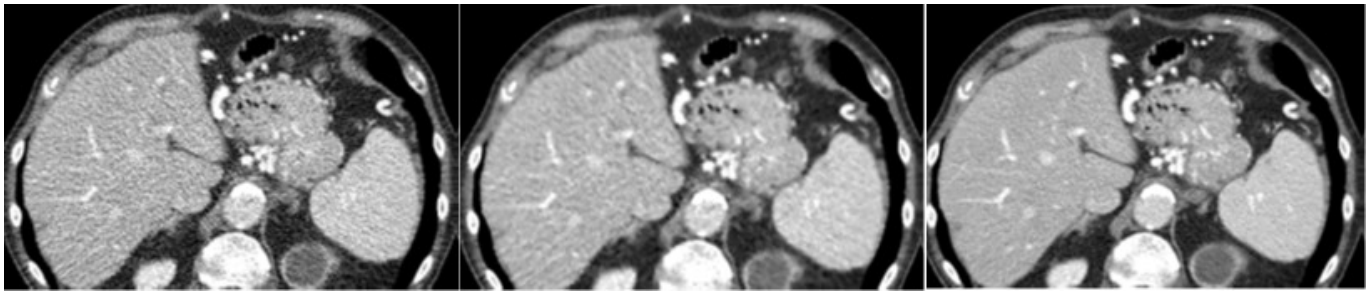


Imagen 1: A la izquierda encontramos la entrada, en la posición central la predicción y a la derecha el objetivo.

DISCUSIÓN

La CNN logró reducir el ruido sin afectar la estructura y los detalles importantes. El modelo utilizado es 2D, por lo que cabe esperar que una implementación en 3D mejore los resultados.

Aunque el tiempo de entrenamiento de la red es alto, el procesado de un estudio TC de baja dosis sólo lleva un par de minutos. Ningún radiólogo experto ha evaluado las imágenes procesadas por la CNN.

CONCLUSIONES

Este estudio demuestra que las CNN son una potente herramienta para la reducción de ruido en imágenes de TC de baja dosis. La calidad de las imágenes mejora cuantitativamente, lo que podría facilitar el diagnóstico sin aumentar la dosis de radiación.

FACTORES RELATIVOS DE EI FRENTE A K PARA LAS COMBINACIONES DE KV-ESPESOR DE ALUMINIO PROPUESTAS EN LA PRUEBA DX24 DEL PECCRD2024

Lamaison Vidarte, M. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Egozcue Ciga, I. (1); Caudepón Moreno, F. (1); García Iglesias, N. (1); Martín Veganzones, M. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Bragado Álvarez, L. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

El Índice de Exposición es un indicador de dosis en el receptor de imagen directamente proporcional al kerma incidente. Sin embargo, un mismo kerma en aire incidente proveniente de haces de distinta calidad no produce la misma señal en el detector debido a la eficiencia de absorción del CsI a diferentes energías.

Se ha estudiado la respuesta de paneles planos de radiología convencional para las combinaciones de kV-espesor de aluminio propuestas en la prueba DX24 del nuevo Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Revisión 2024).

Presentamos $/inline(EI/K)_Q/big//small(EI/K)_{RQA5}$ para cada una de las combinaciones como indicador de la respuesta en energía de los paneles planos. Los resultados han sido obtenidos tanto de forma teórica con un simulador de espectros como medidos experimentalmente en diferentes salas. Estos factores nos permiten calcular el kerma total en la superficie de entrada a partir del EI.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para los valores teóricos se ha utilizado un simulador de espectros (OEM SIEMENS SPECTRA SIMULATOR). Para generar los espectros se ha estimado la filtración inherente del tubo de la siguiente manera: se ha seleccionado un haz de 70 kV y un espesor de aluminio añadido tal que, al simular un filtro extra de 21 mm de aluminio, obtenemos una capa hemirreductora de 6,8 mm Al (calidad RQA5). La energía absorbida por el panel se ha calculado suponiendo un espesor d = 0.2 mm de CsI y los coeficientes de absorción para este material descritos por el NIST ($/mu$ y $/mu_{en}$). La energía absorbida viene dada por la siguiente fórmula:

$$A = /sum_E E/cdot/frac/mu_{en}(E)/mu(E)/cdot/left(1-e^{-/frac/mu(E)/rho/cdot/rhod}/right)/phi(E)/Delta(E)$$

donde $/rho$ será la densidad del CsI, $/phi(E)$ la fluencia y $/Delta(E)$ la anchura del bin de energía.

Por otra parte, se han hecho medidas de EI/K en 6 paneles de General Electric (modelo Flash Pad HD 43x43) y uno de Trixell (modelo Pixium 4343 EZ3). El kerma incidente se ha medido con un multímetro NOMEX de PTW y se ha recogido el valor del EI para una serie de exposiciones realizadas con los mismos parámetros que la medida del kerma.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

kV	Espesor de aluminio (mm)	Simulador	General Electric - FlashPad HD						Trixell Pixium 4343 EZ3
60	5.5	0.69464	0.61895	0.62603	0.61918	0.62142	0.63266	0.62687	0.60759
70	5.5	0.80247	0.72776	0.72823	0.73018	0.73205	0.74093	0.73062	0.71080
70	11	0.89542	0.86918	0.85896	0.86869	0.87243	0.88075	0.86738	0.86942
80	13	0.98586	0.98759	0.97162	0.97380	0.98563	0.98291	0.97836	0.97313
80	16	1.01459	1.01062	0.99394	1.01222	1.01420	1.02415	1.02223	1.01181
90	13	1.00842	1.01913	0.98768	1.02430	1.02455	0.99737	0.98231	0.99762
100	10	0.98407	0.97557	0.95169	0.98885	0.97924	0.97996	0.98229	0.96870
100	13	1.00681	1.03167	1.00937	1.02218	1.01562	1.01680	1.02541	1.01312
120	11	0.95601	0.99808	0.96187	0.98447	0.97688	0.97664	0.98383	0.96396

TABLA 1. Resultados de $/inline/small(EI/K)_Q/big//small(EI/K)_{RQA5}$ *para las 9 combinaciones de* kV-espesor *de aluminio propuestas por el nuevo protocolo.*

El comportamiento relativo con la calidad del haz es similar en todos los paneles. En las energías más bajas, la eficiencia de absorción del CsI es inferior. En las energías más altas, el factor relativo a RQA5 se acerca a 1. Dada la similitud en el comportamiento de los paneles de un mismo modelo, se puede emplear un promedio de todos los factores medidos sin cometer un error superior al 2%. Se proponen los siguientes valores promedio para los paneles FlashPad HD 43x43 (GE).

Panel 1	Panel 2	Panel 3	Panel 4	Panel 5	Panel 6	PROMEDIO	Error max	Error max
0.61918	0.62142	0.63266	0.62687	0.61895	0.62603	**0.62418**	0.00847	1.36%
0.73018	0.73205	0.74093	0.73062	0.72776	0.72823	**0.73163**	0.00930	1.27%
0.86869	0.87243	0.88075	0.86738	0.86918	0.85896	**0.86957**	0.01119	1.29%
0.97380	0.98563	0.98291	0.97836	0.98759	0.97162	**0.97999**	0.00761	0.78%
1.01222	1.01420	1.02415	1.02223	1.01062	0.99394	**1.01289**	0.01126	1.11%
1.02430	1.02455	0.99737	0.98231	1.01913	0.98768	**1.00589**	0.01867	1.86%
0.98885	0.97924	0.97996	0.98229	0.97557	0.95169	**0.97627**	0.01258	1.29%
1.02218	1.01562	1.01680	1.02541	1.03167	1.00937	**1.02018**	0.01149	1.13%
0.98447	0.97688	0.97664	0.98383	0.99808	0.96187	**0.98029**	0.01778	1.81%

Tabla 2. Valores propuestos para los paneles FlashPad HD 43x43 (GE).

CONCLUSIONES

Todos los casos estudiados tienen un comportamiento similar con la calidad del haz. Con los valores obtenidos se puede calcular el kerma incidente en el panel conociendo el EI.

VERIFICACIÓN EXPERIMENTAL DEL FACTOR CK PROPUESTO POR EL AAPM TG282/ EFOMP WG EN MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL Y TOMOSÍNTESIS

Lamaison Vidarte, M. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); García Iglesias, N. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Martín Veganzones, M. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Astudillo Olalla, R. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

El grupo de trabajo conjunto de la AAPM y la EFOMP (Task Group 282/EFOMP Working Group) ha difundido recientemente una publicación mejorando los modelos y la metodología empleados en el cálculo de la dosis glandular (/small D_g) en mamografía. Propone hacer una medida de kerma en aire a 500 mm del foco y 40 mm de la pared torácica /small K_{ref}

(). Para convertirla en dosis se han publicado factores de conversión /$Gamma$ obtenidos utilizando simulaciones Montecarlo. Sabemos que:

$$D_g = K_{ref}/cdot/Gamma$$

Por cuestiones prácticas, se propone hacer la medida colocando el dosímetro sobre el soporte del mamógrafo (K_m), en un punto colineal con la fuente y el punto de referencia. Por simplicidad, se mide a 5 cm de la pared torácica sin tener en cuenta las pequeñas diferencias geométricas entre sistemas. Tendremos entonces:

$D_g = K_m/left(/fracl_m500/mm/right)^2c_k//Gamma$, donde l_m es la distancia del foco al punto de medida. Se deduce que c_k es un parámetro concebido para corregir diferencias en respuesta a la radiación dispersa proveniente de la pala compresora, así como pequeñas diferencias geométricas adicionales. Se propone un factor c_k único, de valor 1.032, para cualquier geometría o dosímetro empleado. El software que se ha distribuido junto con el nuevo protocolo lo aplica por defecto.

En este trabajo, se obtiene c_k para diferentes equipos y calidades de haz y se compara con ese valor de referencia.

MATERIAL Y MÉTODOS

La referencia de dosis de nuestro sistema es una cámara de ionización SF6cc de PTW-Freiburg, con variación de lectura en función de la proximidad al dispersor más marcada que los detectores de estado sólido. Con ella medimos tanto K_{ref} como K_m. También utilizamos un detector de estado sólido NOMEX de PTW-Freiburg, autoblindado frente a la radiación retrodispersa, como alternativa en la medida de K_m. Las medidas se han realizado en la configuración propuesta por el nuevo protocolo, como muestra la Figura 1.

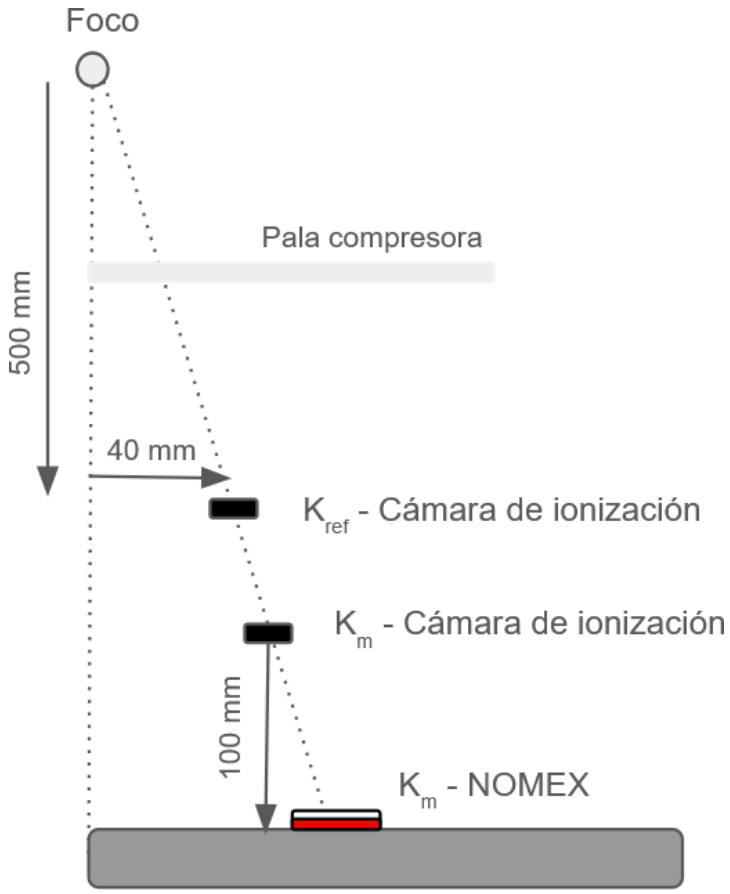


FIGURA 1. *Configuración de medida.*

Se ha medido en tres mamógrafos Selenia Dimensions y dos 3Dimensions (HOLOGIC). Todos con la misma geometría y 3 combinaciones diferentes de ánodo/filtro: W/Rh, W/Ag y W/Al. Se ha calculado el factor c_k en una serie de kilovoltajes representativos del rango clínico.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

W/Rh						W/Ag						W/Al					
kV	Factor c_k NOMEX					kV	Factor c_k NOMEX					kV	Factor c_k NOMEX				
	M1	M2	M3	M4	M5		M1	M2	M3	M4	M5		M1	M2	M3	M4	M5
22	1,060	1,066	1,071	1,074	1,071	22	1,026	1,052	1,036	0,973	1,032	25	1,018	1,079	1,046	0,955	1,051
25	1,049	1,056	1,055	1,067	1,063	28	1,025	1,043	1,038	1,018	1,038	30	1,028	1,065	1,051	1,010	1,054
28	1,047	1,054	1,052	1,057	1,060	32	1,031	1,047	1,044	1,027	1,042	35	1,039	1,070	1,064	1,041	1,067
33	1,049	1,056	1,056	1,060	1,070	36	1,036	1,052	1,049	1,033	1,056	40	1,059	1,078	1,079	1,069	1,081
39	1,056	1,061	1,065	1,074	1,063	39	1,042	1,056	1,054	1,062	1,047	49	1,093	1,085	1,108	1,104	1,111
kV	Factor c_k C Ion.					kV	Factor c_k C Ion.					kV	Factor c_k C Ion.				
	M1	M2	M3	M4	M5		M1	M2	M3	M4	M5		M1	M2	M3	M4	M5
22	0,995	-	-	1,014	1,000	22	1,001	-	-	0,961	0,994	25	1,006	-	-	1,055	1,014
25	0,999	-	-	1,009	0,995	28	1,000	-	-	0,994	0,995	30	1,003	-	-	1,040	1,010
28	0,999	-	-	1,009	0,995	32	0,998	-	-	1,000	0,996	35	0,999	-	-	1,033	1,011
33	0,997	-	-	1,012	1,000	36	0,996	-	-	1,001	1,001	40	1,001	-	-	1,027	1,010
39	0,997	-	-	1,005	0,993	39	1,001	-	-	1,002	0,993	49	1,002	-	-	1,024	1,009

TABLA 1. *Factores c_k obtenidos. Los mamógrafos M1, M2 y M3 son modelo Dimensions y M4 y M5 modelo 3Dimensions.*

Las medidas son muy reproducibles entre distintos equipos.

En las medidas realizadas con el detector NOMEX se observa una diferencia de hasta un 11% según el kilovoltaje para una misma combinación ánodo/filtro. Esta diferencia no se observa en las medidas realizadas con cámara de ionización ya que la respuesta en energía de este dosímetro es plana en este rango.

Si comparamos los resultados con el factor genérico 1.032 propuesto por el TG282/EFOMP WG vemos que podemos cometer en promedio un error no despreciable del 3-4% en el cálculo de la dosis glandular de no corregirlo.

CONCLUSIONES

Para conseguir trazabilidad o reproducibilidad en los resultados se sugiere corregir el factor c_k que incorpora el software de cálculo de dosis y adaptarlo a las condiciones de medida en cada sistema.

FACTORES RELATIVOS DE EI FRENTE A KERMA PARA LAS COMBINACIONES DE KV-ESPESOR DE PMMA PROPUESTAS EN LA PRUEBA DX24 DEL PECCRD2024

Lamaison Vidarte, M. (1); García Iglesias, N. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Egozkue Ziga, I. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Martín Veganzones, M. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

El Índice de Exposición es un indicador de dosis en el receptor de imagen directamente proporcional al kerma incidente. Sin embargo, un mismo kerma en aire incidente proveniente de haces de distinta calidad no produce la misma señal en el detector debido a la eficiencia de absorción del CsI a diferentes energías.

Se ha estudiado la respuesta de paneles planos de radiología convencional para las combinaciones de kV-espesor de PMMA propuestas en la prueba DX24 del nuevo Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Revisión 2024).

Presentamos $/inline/small/small(EI/K)_Q/big//small(EI/K)_{ref}$ para cada una de las combinaciones como indicador de la respuesta en energía de los paneles planos. Nuestra calidad de referencia es aquella que se consigue con un espesor de 15 cm de PMMA y seleccionando un kilovoltaje de 80 kV. Los resultados han sido obtenidos tanto de forma teórica con un simulador de espectros como medidos experimentalmente en diferentes salas. Estos factores nos permiten calcular el kerma total en la superficie de entrada a partir del EI.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para los valores teóricos, se ha utilizado un simulador de espectros (OEM SIEMENS SPECTRA SIMULATOR). Para generar los espectros se ha estimado la filtración inherente del tubo de la siguiente manera: se ha seleccionado un haz de 70 kV y un espesor de aluminio añadido tal que, al simular un filtro extra de 21 mm de aluminio, obtenemos una capa hemirreductora de 6,8 mm Al (calidad RQA5). La energía absorbida por el panel se ha calculado suponiendo un espesor d = 0.2 mm de CsI y los coeficientes de absorción para este material descritos por el NIST ($/mu$ y $/mu_{en}$). La energía absorbida viene dada por la siguiente fórmula:

$$A = /sum_E E/cdot/frac/mu_{en}(E)/mu(E)/cdot/left(1-e^{-/frac/mu(E)/rho/cdot/rhod}/right)/phi(E)/Delta(E),$$

donde $/rho$ será la densidad del CsI, $/phi(E)$ la fluencia y $/Delta(E)$ la anchura del bin de energía.

Por otra parte, se han hecho medidas de EI/K en 3 paneles: uno de General Electric (modelo FlashPad HD) y dos de Trixell (uno modelo Pixium 4343 EZ3 y otro Pixium 3543EZ). El kerma incidente se ha medido con el multímetro NOMEX de PTW y se ha recogido el valor del EI para una serie de exposiciones realizadas con los mismos parámetros que la medida del kerma.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos se muestran en la siguiente tabla.

kV	cm PMMA	Simulador	Trixell Pixium 3543 EZ	GE FlashPad HD	Trixell Pixium 4343 EZ3
60	10	0.78348	0.70666	0.70669	0.60843
70	10	0.90823	0.81883	0.84177	0.72850
70	20	1.02171	0.99484	0.90977	1.01655
80	20	1.09821	1.08284	1.00483	1.10526
80	25	1.13494	1.13451	0.99492	1.28555
90	20	1.12428	1.13372	1.07282	1.15389
100	15	1.09215	1.05432	1.10280	1.06391
100	20	1.11964	1.14748	1.11373	1.18264
120	15	1.04798	0.95753	1.11487	1.08022

TABLA 1. Resultados de $/inline(EI/K)_Q/big//small(EI/K)_{ref}$ *para las 9 combinaciones de kV-espesor de PMMA propuestas en el nuevo protocolo.*

CONCLUSIONES

El comportamiento en función de la energía es similar en todos los paneles estudiados aunque las diferencias para una calidad de haz concreta pueden ser grandes entre paneles de distinto modelo.

COMPARACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR EN MAMOGRAFÍA CALCULADA SEGÚN EL MÉTODO DE DANCE Y SEGÚN EL NUEVO PROTOCOLO AAPM TG282/EFOMP WG

Lamaison Vidarte, M. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Caudepón Moreno, F. (1); García Iglesias, N. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Martín Veganzones, M. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

El grupo de trabajo conjunto de la AAPM y la EFOMP (Task Group 282/EFOMP Working Group) ha difundido recientemente una publicación mejorando los modelos y la metodología empleados en el cálculo de la dosis glandular en mamografía.

Se han comparado las dosis obtenidas con este nuevo protocolo con las obtenidas con el método de Dance utilizado hasta ahora. El equipo estudiado realiza exploraciones tanto de mamografía 2D como de tomosíntesis.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas de kerma se han realizado en la configuración propuesta por el nuevo protocolo. La referencia de dosis de nuestro sistema es una cámara de ionización SF6cc de PTW-Freiburg. También utilizamos un detector de estado sólido NOMEX de PTW-Freiburg, con el que realizamos las medidas para el ajuste del rendimiento. Con estos dos detectores se ha obtenido un factor ck específico para nuestro sistema que posteriormente se ha introducido en el software distribuido junto con la publicación de la AAPM y la EFOMP.

La capa hemirreductora se ha medido con la misma cámara de ionización SF6cc siguiendo el procedimiento descrito en el protocolo de control de calidad de mamografía de la EFOMP (Quality Controls in Digital Mammography Protocol of the EFOMP Mammo Working Group, 2015).

Se han comparado las dosis para un mamógrafo Selenia Dimensions (HOLOGIC) que dispone de 3 combinaciones diferentes de ánodo/filtro: W/Rh y W/Ag para exploraciones de mamografía convencional 2D y W/Al para exploraciones de tomosíntesis. Se han analizado 2969 exploraciones en total (994 con W/Rh, 996 con W/Ag y 980 con W/Al).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la TABLA 1 se observa como la dosis glandular calculada según el nuevo protocolo es, de media, inferior a la calculada siguendo el método de Dance. Las diferencias entre los filtros de rodio y plata pueden explicarse por el espesor de mama con el que se utiliza cada uno de ellos. Podemos ver en la TABLA 2 cómo a medida que aumenta el espesor comprido de la mama también lo hace la diferencia entre protocolos.

	W/Rh	W/Ag	W/Al
	Resultado TG282 con respecto a Dance		
Diferencia media	-7.91%	-25.81%	-2.60%

TABLA 1. Diferencia media

encontrada para cada combinación ánodo/filtro.

También en la TABLA 2 podemos ver que en las exploraciones de tomosínesis (todas las adquiridas con el filtro de aluminio) la diferencia, aunque menor, tiene el mismo comportamiento con el espesor.

	W/Rh	W/Ag	W/Al
Espesor (mm)	Resultado TG282 con respecto a Dance		
20-29	2.96%	-	3.43%
30-39	3.34%	-	7.60%
40-49	-3.58%	-	2.05%
50-59	-11.76%	-	-2.57%
60-69	-19.39%	-	-6.87%

TABLA 2. Comparación de los resultados de los dos protocolos separando los resultados por espesores para combinación de ánodo/filtro.

Estos resultados concuerdan con los publicados recientemente (enero de 2025) por J. Loveland y A. Mackenzie en la revista Physica Medica. En su caso, tambien observan un aumento de la diferencia entre protocolos al aumentar el espesor de la mama y esta tendencia es menos pronunciada en las exploraciones de tomosíntesis.

CONCLUSIONES

La dosis glandular calculada con el nuevo protocolo es inferior a la cálculada utilizando el método de Dance. Las diferencias son mayores al aumentar el espesor.

RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE DETECTORES DIGITALES DE PANEL PLANO RECOGIDAS EN EL PECCRD2024 PARA TRES MODELOS DE PANEL PLANO

Lamaison Vidarte, M. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Egozkue Ziga, I. (1); García Iglesias, N. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Martín Veganzones, M. (1); Bragado Álvarez, L. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Recientemente se ha publicado el módulo 1 del nuevo Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (2024), dedicado a los equipos de radiología digital. Dentro de este nuevo protocolo las pruebas DX12 a DX19 hacen referencia a los detectores digitales de panel plano. En este trabajo se presentan los resultados obtenidos para 20 paneles planos de 3 modelos diferentes que actualmente distribuyen las principales casas comerciales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se presentan los resultados de tres modelos diferentes de paneles planos. Los primeros 10 paneles son de la marca Trixell: 5 paneles modelo Pixium 4343 EZ3 y 5 paneles modelo Pixium 4343 RC-E. El tercer modelo de panel estudiado es el FlashPadHD 43x43 de General Electric.

Se ha seguido el procedimiento descrito por el PECCRD2024 en cada una de las pruebas. Las excepciones o aclaraciones de cada una de las pruebas se detallan más adelante.

RESULTADOS

		Pixium 4343 EZ3 (Trixell)		Pixium 4343 EC-R (Trixell)		FlashPadHD 43x43 (GE)	
		Media	Desv. estándar	Media	Desv. estándar	Media	Desv. estándar
DX12							
Tipo de ajuste		Lineal con offset		Lineal con offset		Lineal sin offset	
PV(K)	a	**540.19**	24.47	**533.68**	6.81	**678.39**	18.77
	b	**226.63**	23.37	**228.24**	23.51	-	-
DX13							
Tipo de ajuste		Lineal con offset		Lineal con offset		Lineal sin offset	
EI(PV)	a	**0.171**	0.007	**0.174**	0.001	**0.134**	0.006
	b	**38.300**	4.770	**39.645**	2.938	-	-
EI(K)	en aire	**100.53**	2.09	-	-	**99.37**	3.03
	en bucky	**100.23**	2.00	**99.68**	2.59	**100.97**	2.03
DX14							
VMP	UG	**6.68%**	4.10%	**4.57%**	2.89%	**9.27%**	2.68%
	UL	**0.74%**	0.29%	**0.59%**	0.24%	**0.58%**	0.31%
RSR	UG	**16.22%**	3.60%	**20.45%**	6.30%	**14.31%**	4.47%
	UL	**7.10%**	2.08%	**11.31%**	4.18%	**8.14%**	2.81%
DX16							
Rango cuántico	Ka,i min	**0.11**	0.04	**0.17**	0.08	**0.32**	0.30
	Ka,i max	**109.26**	19.39	**94.57**	13.22	**153.86**	95.76
DX17							
NNPS	0.5 mm-1	**2.09E-05**	1.58E-06	**2.10E-05**	1.92E-06	**1.95E-05**	8.17E-07
	2 mm-1	**7.29E-06**	5.05E-07	**5.52E-06**	4.20E-07	**7.08E-06**	4.23E-07
Kerma incidente (uGy)		**2.00**	0.10	**2.04**	0.10	**2.10**	0.10
DX18							
MTF(50%)	Eje x	**1.91**	0.21	**1.45**	0.10	**1.84**	0.06
	Eje y	**1.92**	0.21	**1.45**	0.10	**1.82**	0.06
DX19							
Índice de detectabilidad NPWE	0.3 mm	**6.56**	0.34	**7.24**	0.35	**8.35**	0.35
	0.5 mm	**16.10**	0.83	**17.88**	0.87	**20.46**	0.85
	1 mm	**41.83**	2.15	**47.09**	2.29	**52.87**	2.19
	2 mm	**80.27**	4.15	**91.08**	4.29	**100.90**	4.22

TABLA 1. Resumen de los resultados obtenidos en las pruebas de detectores digitales de paneles planos establecidas en el nuevo PECCRD2024. La prueba DX15 no se incluye por tratarse de una verificación visual.

Aclaraciones y comentarios

Todas las pruebas se han realizado con calidad RQA5.

- DX12: El ajuste mostrado es del tipo $PV = aK_i + b$.
- DX13: El ajuste del índice de exposición es del tipo: $EI = a/cdotPV + b$. También presentamos los valores de la pendiente de la recta que relaciona EI y kerma primario incidente y que pasa por el origen:
- Este valor se da tanto con el panel dentro como fuera del bucky si el panel es extraíble. Los valores mostrados son resultado de la calibración según el documento IEC 62494-1.
- DX14: Se opta por utilizar un kerma cercano a 2 uGy. DX17: Se opta por utilizar un kerma cercano a 2 uGy.
- DX19: Como método de análisis de la calidad de imagen global se ha optado por calcular el indice de detectabilidad según el formalismo del observador modelo NPWE. Este índice de detectabilidad viene dado por:

$$I_d = /fracC/sqrt2/pi/int_0^/infty/DeltaS^2(f)/MTF^2(f)/VTF^2(f)/f/df/left(/int_0^/infty/DeltaS^2(f)/MTF^2(f)/VTF^4(f)/NNPS(f)/f/df/right)^{1/2}$$

- La VTF considerada es la misma que se detalla en el protocolo con una magnificación de 1,5.
- Los diametros se han seleccionado teniendo en cuenta las recomendaciones para las principales proyecciones en radiología convencional del documento 'European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images' de la Comisión Europea.

COMPARACIÓN DE LA DOSIS ACUMULADA RECIBIDA POR PROFESIONALES INTERVENCIONISTAS EN PROCEDIMIENTOS DE VASCULAR Y HEMODINÁMICA

López Martín, N. (1); Derecho Torres, F. A. (1); Delgado Espinosa, S. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

Con el fin de optimizar los procedimientos intervencionistas que utilizan rayos X en nuestro centro, se dispone de un programa para la estimación de la dosis recibida por profesionales que operan con rayos X. El objetivo de este trabajo consiste en evaluar dos de los procedimientos más característicos y buscar la optimización de estos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para la estimación de la dosis en ambos procedimientos se utiliza el equipo de dosímetría de radiación en tiempo real RaySafe i2, proporcionado para la ocasión por parte de Radiaprot. El equipo se compone de una tablet, donde se pueden visualizar los parámetros dosimétricos en tiempo real, y de cuatro dosímetros calibrados en Hp(10). Todos los dosímetros se colocan por fuera del delantal plomado de 0.35 mm Pb, lo que permitiría evaluar la dosis al profesional a través del coeficiente de atenuación del delantal.

En el procedimiento de derivación portosistémica intrahepática transyugular (TIPS) de vascular los dosímetros son portados por 2 enfermeras y 2 médicos intervencionistas y se utiliza un equipo fluoroscópico Philips Allura Xper. En el cateterismo izquierdo llevado a cabo por hemodinámica los dosímetros son portados por 1 residente de cardiología, 2 hemodinamistas y 1 enfermera. En esta ocasión el equipo de fluoroscopia utilizado es un Philips Azurion 7 M20.

RESULTADOS

En la figura 1 se representa la dosis acumulada en los 41 minutos que dura el procedimiento vascular (21 min de escopia, 2 ips). El valor de Kerma emitido por el equipo fue de 335 mGy.

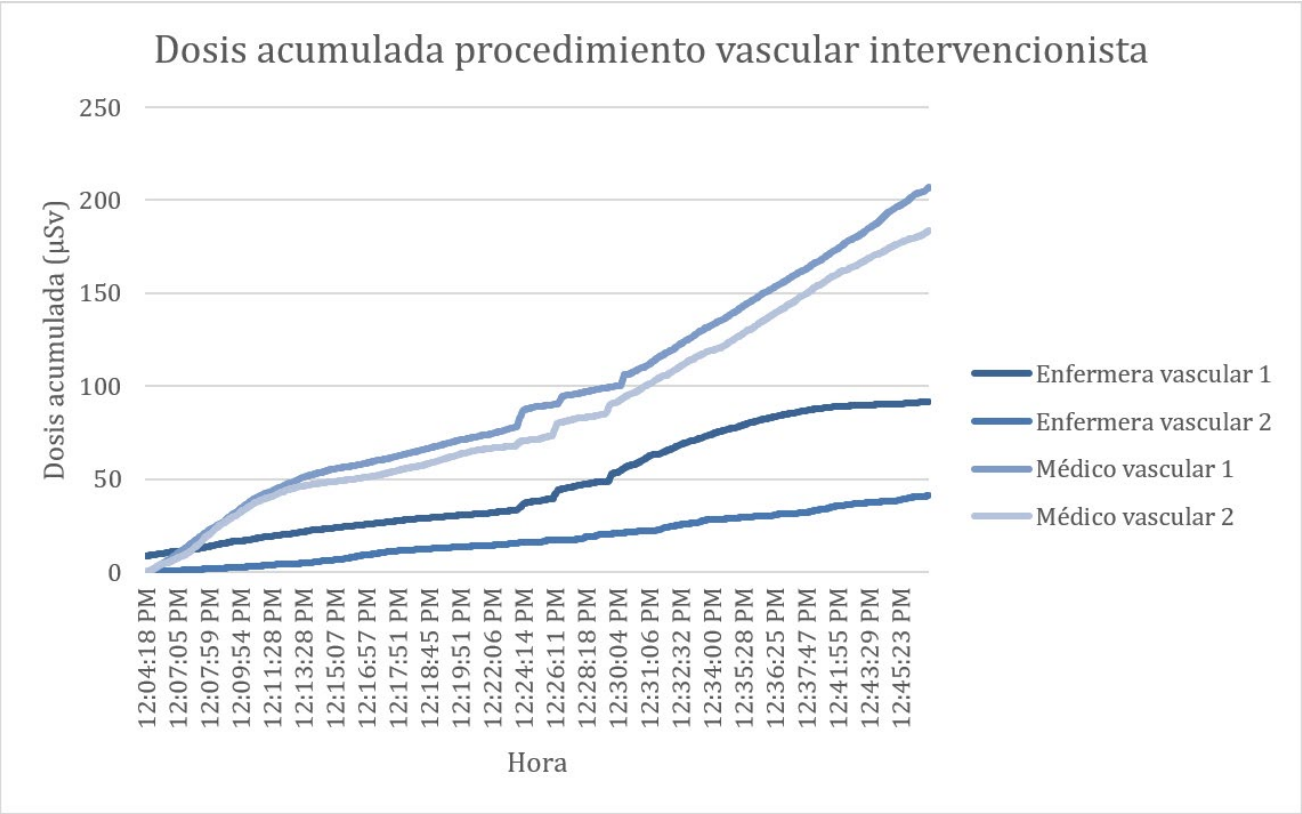


Figura 1: Dosis acumulada en procedimiento de vascular

La figura 2 muestra la dosis acumulada durante los 64 minutos de duración del cateterismo izquierdo (40 min de escopia, 15 ips). El equipo mostraba un valor de Kerma de salida de 1913 mGy.

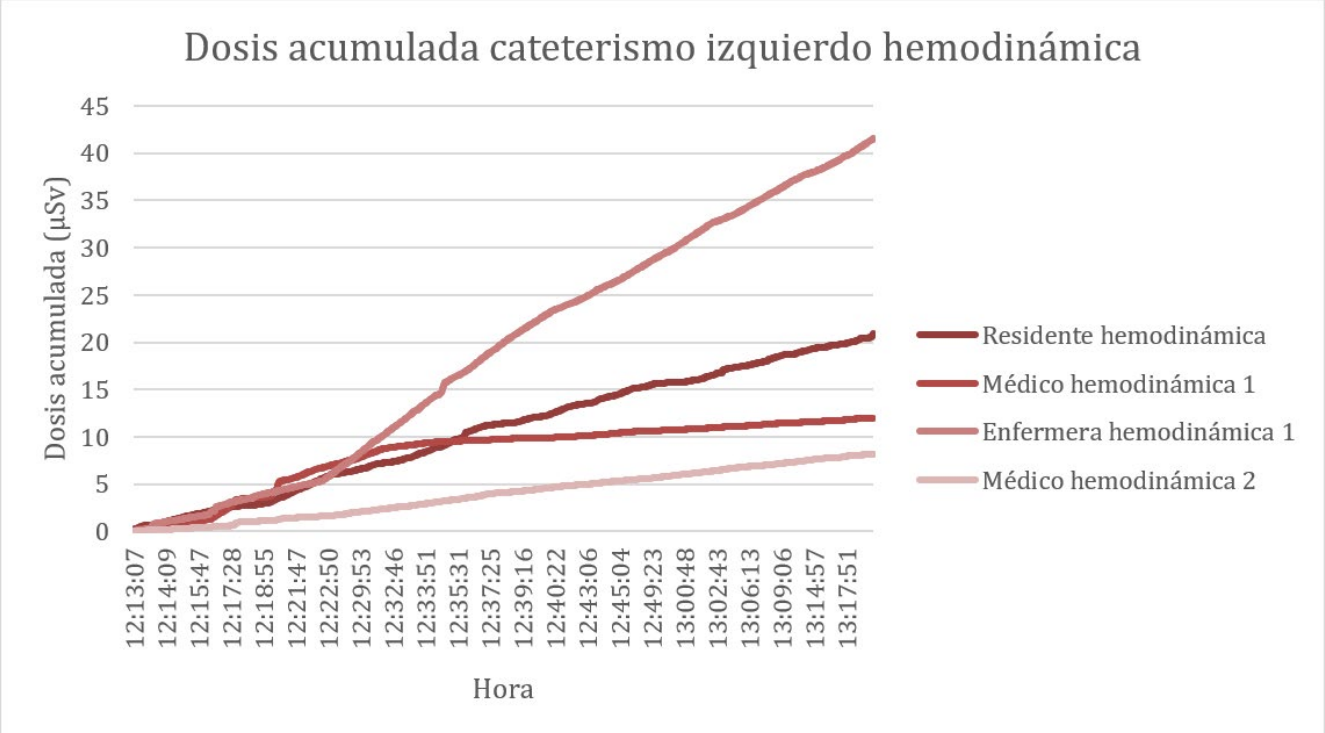


Figura 2: Dosis acumulada en procedimiento de hemodinámica

La diferencia tan grande entre los valores de Kerma se debe a la duración y a la manera de usar el modo cine por parte de hemodinámica.

DISCUSIÓN

Los valores de dosis acumulada recibida por los hemodinamistas presentan un orden de magnitud menos que los de vascular (40 vs. 200 µSv). Esto se debe al distinto abordaje del procedimiento, ya que en vascular están mucho más encima del paciente y del tubo. Además, la sala de hemodinámica cuenta con un mejor equipamiento en cuanto a barreras móviles, que consigue reducir los valores de dispersa que reciben los profesionales involucrados.

Las dos enfermeras de vascular presentan valores notablemente inferiores a los dos médicos y esto se debe a una mayor distancia respecto al tubo.

CONCLUSIÓN

La monitorización en tiempo real de las dosis de los profesionales es muy útil para para llevar a cabo acciones de mejora para la optimización de Protección Radiológica comparando entre los diversos procedimientos.

Queda comprobado que el sistema RaySafe i2 proporciona información valiosa para la estimación de dosis a profesionales expuestos.

Se seguirán evaluando distintos procedimientos intervencionistas con participación de los profesionales más expuestos según las lecturas de los dosímetros personales.

RESULTADOS DE PROGRAMA DE REVISIÓN DE LA INTEGRIDAD DE PRENDAS DE PROTECCIÓN INDIVIDUAL FRENTE A LAS RADIACIONES IONIZANTES EN NUESTRO CENTRO

López Martín, N. (1); Luis Simón, F. J. (1); Castro Chacón, M. Del C. (1); García Ortega, M. L. (1); Derecho Torres, F. A. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

En el marco del programa de estimación de la integridad de equipos de protección individual frente a las radiaciones ionizantes se han revisado un total de 249 prendas, entre delantales plomados (166) y protectores de tiroides (83) durante los dos últimos años. El objetivo de este trabajo es describir y analizar los resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODOS

La revisión de las prendas de protección radiológica se lleva a cabo siguiendo un protocolo elaborado por el Servicio de Radiofísica del centro.

En primer lugar, se marca cada prenda con un número de identificación único, para mantener un inventario actualizado en el que se vaya registrando el estado de la prenda.

A continuación, se realiza una inspección visual y táctil de cada prenda para evaluar su estado. Si esta inspección física tiene resultado negativo o dudoso, se procede a una inspección radiológica (70 kVp, 5 mAs).

Por último, en base a la bibliografía se toma una decisión sobre el estado de la prenda, procediendo a su retirada en caso de que sea necesario.

RESULTADOS

En 2023 se evalúan 123 prendas de protección (85 delantales plomados y 38 protectores de tiroides). En la inspección física se determina que 111 prendas están en correcto estado. Las otras 12 prendas (2 con daños y 10 dudosas) precisan revisión radiológica, donde se observa que 7 están en correcto estado y las otras 5 presentan anomalías.

En 2024 se revisan 198 prendas (131 delantales y 67 protectores tiroideos). Durante la inspección física se determina que 186 están bien. Las 12 prendas restantes (2 con daños y 10 dudosas) se someten a revisión radiológica, que muestra que 7 están en correcto estado y las otras 5 presentan anomalías.

En la tabla 1 se muestra la evolución de las prendas con anomalías evaluadas radiológicamente y las acciones ejecutadas sobre las mismas.

Año de revisión	Número de Prenda	Tipo de prenda	Ubicación	Resultado	Actuación
2023	HD00	delantal	Sala 1 – Hemodinámica – Hospital General	Franja 20 cm	Retirada
	HDI01	delantal	Sala Hemodinámica – Hospital Infantil	Franja 0.5 cm	En vigilancia
	HDI11	delantal	Sala Hemodinámica – Hospital Infantil	Franja 16.5 cm	Por retirar
	HDI17	Protector de tiroides	Sala Hemodinámica – Hospital Infantil	Franja 1.5 cm	En vigilancia
	VAS27	delantal	Sala 6A – Vascular – Hospital General	Franja 10 cm	Retirada
2024	QT06	delantal	Quirófanos – Hospital de Rehabilitación y Traumatología	Franja 6.2 cm	En vigilancia
	QT17	delantal	Quirófanos – Hospital de Rehabilitación y Traumatología	Franja 2 cm	En vigilancia
	QINF	delantal	Quirófanos – Hospital Infantil	Franja 2 cm	En vigilancia
	HDI17	Protector de tiroides	Sala Hemodinámica – Hospital Infantil	Franja 2 cm	Retirada
	VAS32	Protector de tiroides	Sala 6A – Vascular – Hospital General	Franja 2 cm	Retirada

Tabla 1: Evolución de las prendas defectuosas del centro.

DISCUSIÓN

La mayor parte de los equipos de protección analizados en el centro están en condiciones idóneas.

La mayoría de las incidencias se producen en el Hospital Infantil: el delantal propuesto para vigilancia en 2023 del Servicio de Hemodinámica no aparece en la revisión del año 2024. Por otro lado, un protector de tiroides presentaba ya una rotura en el año 2023, que se ha visto aumentada en el año 2024 y ha conducido a su retirada.

Tal y como muestra la figura 1 la prenda en peor estado encontrada es el delantal de la Sala 1 de Hemodinámica.

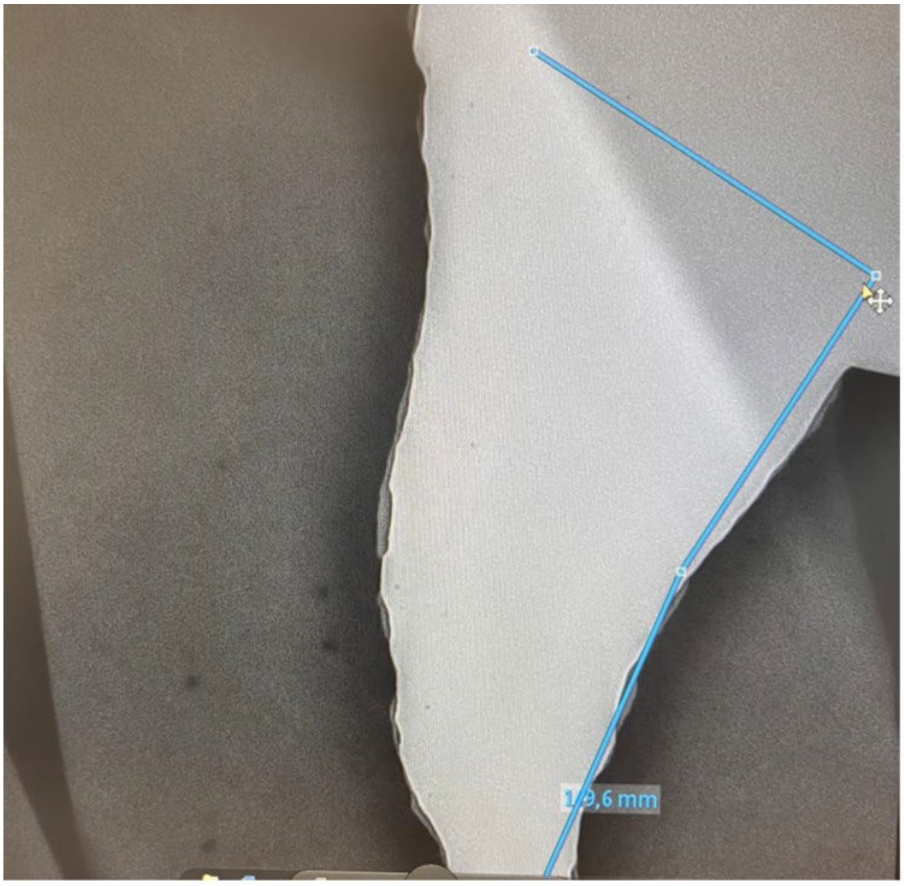


Figura 1: Visualización radiológica del daño de la prenda HD00 en mal estado

CONCLUSIÓN

Este procedimiento destaca la importancia de realizar pruebas de integridad de las prendas de protección radiológica, garantizando así la seguridad de los profesionales que operan con rayos X. Además, evidencia la necesidad de garantizar un uso y almacenamiento correctos de las prendas, así como de los dosímetros personales. El estado de los EPI en nuestro centro mayoritariamente es correcto.

COMPARATIVA DE LOS MODELOS DE DOSIMETRÍA DE MAMA DE DANCE Y TG282: IMPACTO EN LA ESTIMACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA EN EL CRIBADO DEL ÁREA DE SALUD DE TOLEDO

Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Forner Forner, Á. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); García De Acilu Laa, M. P. (1); Pardo Pérez, E. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Núñez Muñoz, J. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Rahmouni Alami Afazaz, S. (1)
(1) Hospital Universitario de Toledo

INTRODUCCIÓN

El modelo de Dance es el método más utilizado hasta ahora en Europa para estimar la dosis glandular media (DGM) en mamografía. Recientemente, el Grupo de Trabajo 282 (TG282) ha desarrollado un nuevo modelo con el objetivo de establecer un estándar internacional unificado para la dosimetría mamaria.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se midieron el kerma en aire y la capa hemirreductora para mamografía digital (DM) y tomosíntesis digital de mama (DBT) en el modelo 3Dimensions de Hologic para todos los espectros. Se calculó la DGM en PMMA y en pacientes del programa de cribado, utilizando:

- Los factores de corrección adecuados según el modelo de Dance.
- El software de dosimetría TG282 aplicando el modelo europeo en el caso del PMMA.

Además, estas estimaciones se compararon con los valores de DGM registrados en las cabeceras DICOM de las imágenes. La glandularidad de las mamas se obtuvo a partir del polinomio propuesto por Dance que relaciona la glandularidad (G) con el espesor (t):

$$G(\%)=a\cdot t^3+b\cdot t^2+c\cdot t+d$$

RESULTADOS

Se encontró que, en general, la estimación de la DGM es menor con el TG282 tanto en PMMA como en la población. Para el caso de PMMA se observa una mayor discrepancia cuanto mayor es el espesor siendo más acentuada en el caso de mamografía digital, ya que los espectros utilizados son diferentes respecto a la tomosíntesis (Figura 1).

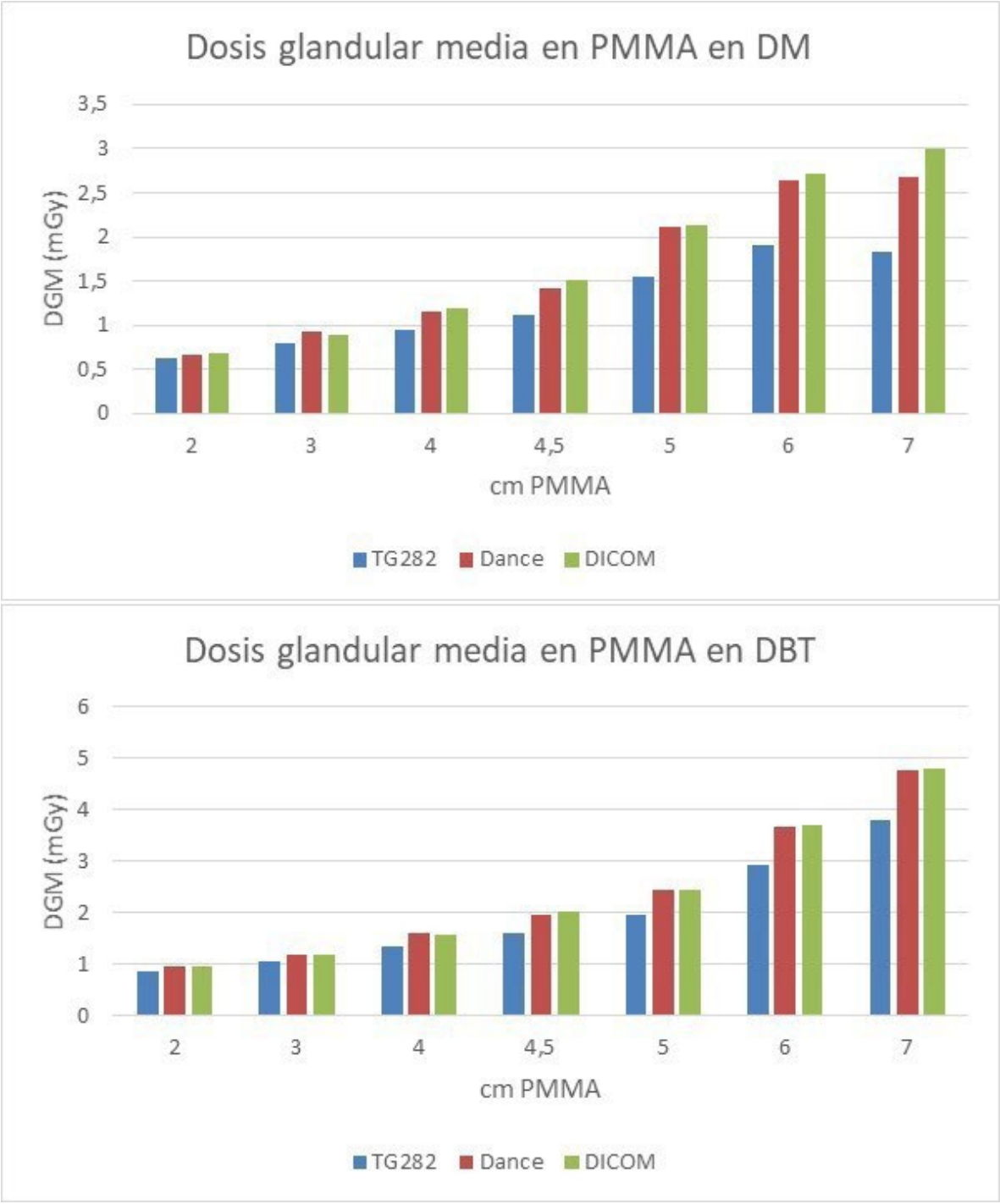


Figura 1. Dosis glandular media para diferentes espesores de PMMA

En mamas reales (FIGURA 2), evaluadas únicamente en DBT por ser la modalidad más utilizada, se encontró que, en promedio, el modelo TG282:

- Estima dosis un 21% más bajas en comparación con el modelo de Dance.
- Estima dosis un 20% inferiores a las registradas en las cabeceras DICOM, calculadas por Hologic también según el modelo de Dance.

Estas diferencias alcanzan valores de hasta el 36% para el caso de las mamas de mayor espesor y sin embargo, se dan casos de estimaciones de dosis similares para mamas pequeñas.

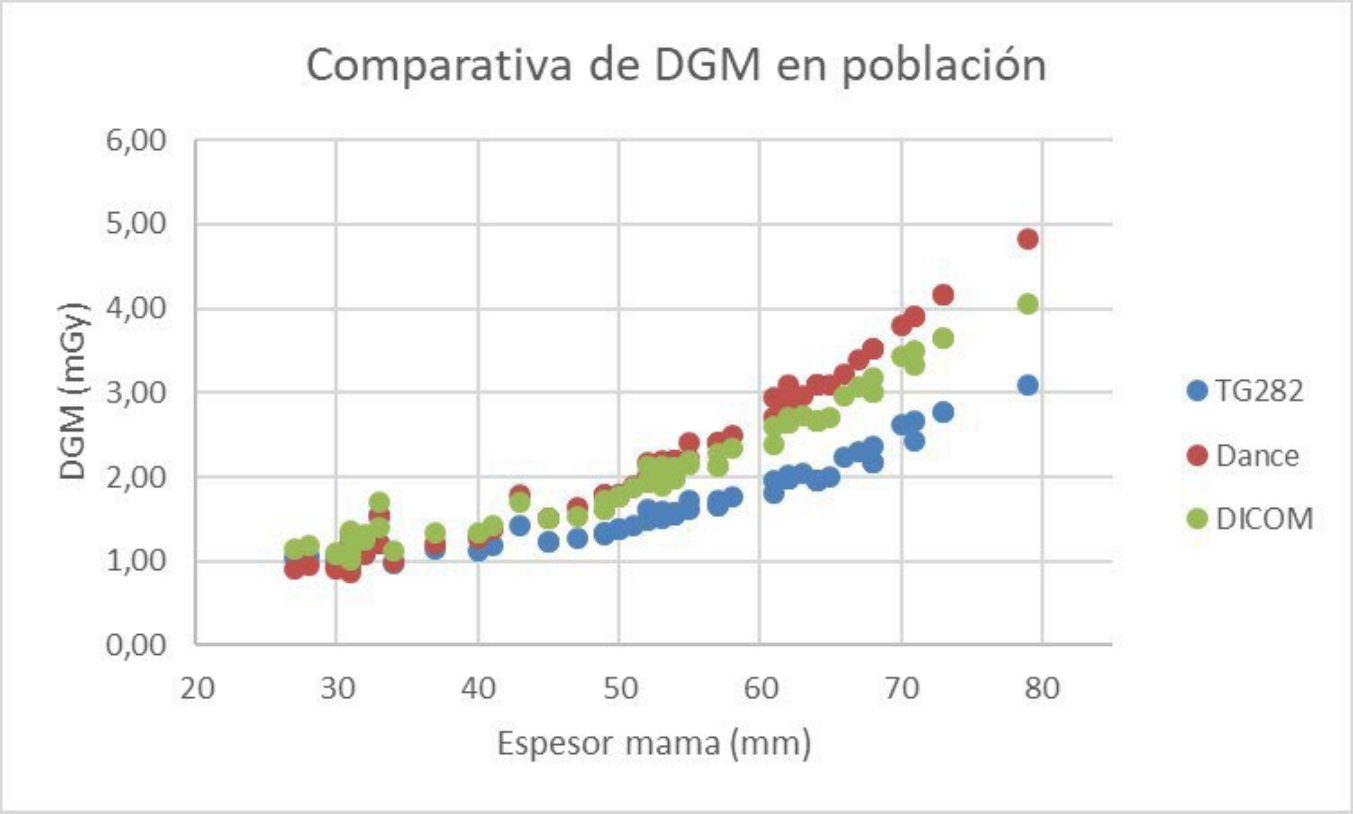


FIGURA 2. Comparativa de DGM en la población para DBT y proyección craneocaudal

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El TG282 utiliza un enfoque más realista basado en datos obtenidos de imágenes de tomografía computarizada de mama y un estudio de densidad mamaria internacional. Dado que ,en promedio, estima unas dosis en mujeres un 20% más bajas para el caso de DBT, sería necesario la revisión de los niveles de referencia de dosis en mamografía con la implementación de este nuevo modelo.

Del mismo modo, los valores registrados en las cabeceras DICOM, generados por sistemas que utilizan el modelo de Dance (como los mamógrafos Hologic en este estudio), también reflejan discrepancias significativas. Esto pone de manifiesto la necesidad de actualizar los sistemas de cálculo integrados en los equipos actuales para alinearlos con este nuevo estándar.

En este trabajo, la glandularidad se calculó siguiendo el modelo de Dance. Sin embargo, sería relevante evaluar si los resultados difieren significativamente al calcularla directamente a partir de las imágenes de las pacientes, lo cual podría aportar mayor precisión y realismo.

PRUEBAS DE ACEPTACIÓN DE UN TC ESPECTRAL GENERAL ELECTRIC REVOLUTION APEX

Jiménez Albericio, F. J. (1); Gómez González, N. (1); Castán Guerrero, C. (1); Vera Tena, D. (1); González González, E. (1); López-Blanco Díaz, P. (1); Castro Moreno, R. (1); Ruiz Manzano, P. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

INTRODUCCIÓN

A finales de 2022 se instaló el primer tomógrafo computarizado (TC) espectral de Aragón en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa (HCULB) financiado por el plan INVEAT. Para realizar las pruebas de aceptación fue necesario realizar pruebas sobre las diferentes prestaciones del TC espectral. El objetivo del trabajo fue diseñar estas pruebas con el material disponible en ese momento.

MATERIAL Y MÉTODOS

El nuevo TC espectral es el modelo *Revolution Apex* de *General Electric* que dispone de prestaciones como irradiación a dos energías diferentes de forma prácticamente simultánea (*kV switching*), y de reconstrucciones en las que se emplean técnicas iterativas (*ASIR*), inteligencia artificial (*DLIR-True Fidelity*), reducción de artefactos metálicos (*MAR*), cálculo de concentraciones de ciertos elementos (iodo, calcio, hierro), mapas de realce y sustracción de dichos elementos, e imagen virtual sin contraste (*VNC*). El objetivo es diseñar pruebas de aceptación de las nuevas prestaciones con los materiales disponibles en el momento de la puesta en marcha del equipo para verificar:

- estudio de la reducción de artefactos metálicos
- cálculo de concentración de iodo para varias disoluciones conocidas
- estabilidad de los valores de concentración en función del volumen (efecto volumen parcial)

El maniquí empleado es el NEMA NU2–2007 diseñado para analizar la calidad de imagen de sistemas PET. Consiste en varias esferas dispuestas en el interior de un volumen con forma de sección torácica. Las esferas de volumen conocido se pueden rellenar con una disolución conocida. A partir de una concentración inicial de 300 mg/cm^3 se han preparado disoluciones de iodo de 0,15 mg/cm^3, 1,5 mg/cm^3, 15 mg/cm^3 y 300 mg/cm^3 con las que se han rellenado sucesivamente las esferas para realizar diferentes estudios de imagen. Además, se ha realizado un estudio de base con las esferas rellenas de agua.

Posteriormente se han comparado los resultados de la aceptación con los de pruebas posteriores con el maniquí *Multi- Energy CT Phantom* de SUN NUCLEAR, cortesía de Distribución de Tecnología Avanzadas (DTA).

RESULTADOS

La reducción de artefactos se ha comprobado con las imágenes con las dos mayores concentraciones. La sustracción del estudio de base deja valores compatibles con cero en más del 95% de los puntos.

Las concentraciones de las disoluciones preparadas han sido resueltas satisfactoriamente en un intervalo de confianza del 95%.

En las imágenes de concentración de iodo se puede apreciar una cierta desviación que aparece para las esferas de mayor volumen, y que no supera el 20 % en ningún caso.

La comparación con el *Multi-Energy CT Phantom* de SUN NUCLEAR resultó equivalente en estos aspectos, si bien permite medir y cuantificar más aspectos de la calidad de imagen.

DISCUSIÓN

Con el maniquí NEMA NU2–2007 se han diseñado pruebas de aceptación para analizar algunas prestaciones del TC espectral. Los resultados se han comparado con el *Multi-Energy CT Phantom*.

CONCLUSIONES

Algunas de las prestaciones más destacadas del *GE Revolution Apex* relacionadas con el contraste han sido verificadas satisfactoriamente con dos maniquíes.

COMPARACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS ACTUALES CON LOS NIVELES DE REFERENCIA LOCALES PARA DIAGNÓSTICO EN TC

Naranjo Jiménez, N. (1); Ruíz Manrique, C. (1); Calatrava Ramírez, M. (1); Fernández Romero, J. J. (1); Navarro Guirado, F. (1); Casado Villalón, F. J. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 1976/1999 [1] exige estimar anualmente los ID (indicadores de dosis a paciente) y compararlos con los NRD (niveles de referencia diagnósticos). Estos niveles, aplicados a la población específica, permiten iniciar acciones correctoras si se superan recurrentemente. En salas TC, se expresan como $CTDI_{vol}$ y DLP para la exploración completa.

El objetivo de este trabajo es contrastar los ID de las exploraciones del año 2024 con los NRD locales obtenidos durante los tres años previos.

MATERIAL Y MÉTODO.

Los ID y los NRD del estudio se aplican a los siguientes equipos del H.R.U. de Málaga, todos del fabricante General Electrics (CA, EE. UU.):

- Los denotados por A, B, C y D corresponden al modelo Revolution EVO
- E, modelo Revolution CT, es dual.

Los protocolos para los que se establecieron los NRD fueron los cinco más utilizados en los equipos desde su instalación (Tabla 1). Seguidamente, se presentan los criterios aplicados:

- Los datos se adquieren de la plataforma de gestión de dosis DoseWatch de GE.
- Como ID se obtienen las medianas de $CTDI_{vol}$ y de DLP para cada protocolo en cada uno de los equipos, siguiendo las indicaciones de la referencia [2].
- En "E" se han estudiado los protocolos equivalentes (véase la Tabla 1). Cabe resaltar que los protocolos nº2 y 4 son duales (con adquisición simultánea a dos kilovoltajes).

Tabla 1. Protocolos estudiados para cada TC. Entre paréntesis se indica el número de exámenes.

RESULTADOS

En la tabla 2 se adjuntan los resultados obtenidos:

N.º protocolo	CTDIvol (mGy)					NRD CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)					NRD DLP (mGy.cm)
	A	B	C	D	E		A	B	C	D	E	
1	47,8	47,3	47,0	47,3	54,5	47,6	843	782	756	843	1210	808
2	12,7	12,2	13,6	12,8	12,2	12,6	693	613	679	703	780	649
3	10,3	11,6	10,0	10,4	11,9	10,4	357	387	329	359	482	348
4	13,5	11,0	9,29	6,29	41,3	10,2	253	233	289	204	442	234
5	135	135	N/D	135	117	135	2390	2260	N/D	2110	2570	2270

Tabla 2. ID y NRD en cada equipo y protocolo.

DISCUSIÓN

Los valores obtenidos en la mayoría de las situaciones son concordantes con los NRD.

El TC dual selecciona los parámetros de adquisición de un modo diferente al resto. Cada protocolo tiene un nivel de ruido de referencia y varios perfiles con distintos valores de corriente, espesor de corte, tiempo de rotación y pitch. En función del espesor del paciente, el equipo selecciona la configuración que satisface dicho nivel de ruido. Tal forma de proceder explica las diferencias con los ID.

En el protocolo nº4 (5.11 GSI TEP), el bajo nivel de ruido requería un perfil con mayor tiempo de rotación, causando ese incremento notable en la dosis.

Prosiguiendo con el TC dual, el $CTDI_{vol}$ en los protocolos nº1 (cráneo rutina) y nº3 (tórax rutina) experimenta un incremento del 14% respecto al NRD. Estos resultados evidencian la necesidad de valorar qué estudios convencionales son adecuados para este tipo de equipos.

CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio han demostrado ser satisfactorios. No obstante, considerando los hallazgos para el TC dual, es fundamental optimizar la técnica para reducir la dosis sin comprometer la calidad de imagen.

Siendo el funcionamiento del TC dual distinto al resto, sería interesante valorar unos NRD individuales.

REFERENCIAS

Gobierno de España. (1999). Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico. BOE, 311, 46013-46019.

International Commission on Radiological Protection (ICRP). (2007). The 2007 recommendations of the ICRP (Publication 103). Elsevier.

IMPLEMENTACIÓN Y USO DE LOS NRD COMO CONTROL DE CALIDAD EN LAS ADQUISICIONES DE RAYOS X CONVENCIONALES

Estrada Pastor, O. (1); Godoy Cazorla, J. (1); Yánez López, D. F. (1); Santana Almeida, S. (1); Tornero López, A. M. (1)
(1) Hospital Universitario Doctor Negrín Gran Canaria

INTRODUCCIÓN

El Nivel de Referencia en Diagnóstico (NRD) es un indicador de la dosis que recibe el paciente, basado en una magnitud física relacionada con el equipo. En rayos X convencionales, se emplea el Producto Dosis Área (PDA). Aunque no es un límite de dosis, el cálculo del NRD optimiza el equilibrio entre la calidad de imagen y la dosis al paciente en procedimientos radiológicos e intervencionistas [1]. En este trabajo, hemos implementado y analizado los NRD de los equipos Siemens YSIO de nuestro hospital utilizando datos del gestor de dosis RDM, evaluando diferencias significativas entre equipos y respecto a los niveles de referencia del DOPOES [2].

MATERIALES Y MÉTODOS

Se extrajeron datos del año 2023 para los 9 equipos Siemens YSIO en formato CSV mediante el gestor de dosis RDM. Se ha desarrollado un programa en Python para filtrar los datos por equipo y procedimiento de adquisición, construyendo las distribuciones de PDA de cada equipo y la distribución total. A partir de dichas distribuciones, el programa extrae la mediana y el NRD (tercer cuartil) para cada equipo y la distribución global. Estos valores se compararon con los datos nacionales utilizando el test estadístico de U-Mann-Whitney [2].

RESULTADOS

El análisis reveló una discrepancia en la mediana del equipo CS Arucas respecto a los demás equipos para el procedimiento “Dorsal lateral”. Se observó que los valores de PDA en este equipo presentaban una mayor dispersión en comparación con el resto de los equipos evaluados.

Para cuantificar esta discrepancia, aplicamos el test de U-Mann-Whitney a pares de equipos en los rangos bajo, medio y alto de PDA. La Tabla 1 muestra los p-valores obtenidos, indicando diferencias significativas en los rangos bajo y medio para el CS Arucas. En las comparaciones que no incluyen este equipo, las diferencias no fueron significativas.

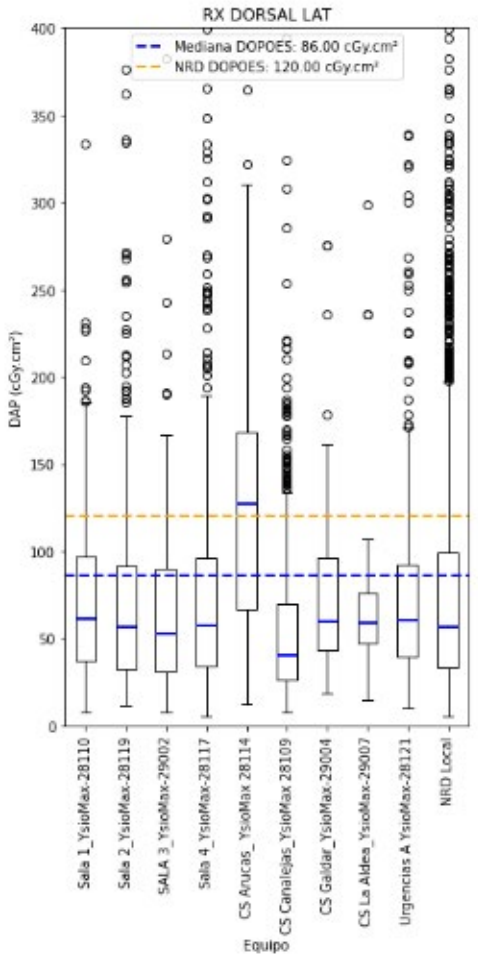


Figura 1: Diagrama de cajas para los 9 equipos YSIO (con N = 174, 391, 129, 709, 349, 680, 69, 25, 394, respectivamente, de izquierda a derecha) y la distribución local (N = 2920). La línea contínua azul de cada caja representa la mediana y debe ser comparada con la mediana nacional del DOPOES, representada por la línea azul discontinua. El valor del tercer cuartil de cada equipo puede leerse a través de la línea superior de cada caja y debe ser comparado con el NRD nacional del DOPOES, representado por la línea naranja discontinua.

Rango PDA	p-valor	Sala 1	Sala 2	Sala 3	Sala 4	Urgencias A	CS Canalejas	CS Gáldar	CS La Aldea
Bajo	CS Arucas	0.004	0.0017	0.121	0.003	0.003	0.09	0.011	0.06
Medio	CS Arucas	0.002	0.0003	0.002	0.001	0.0004	0.0004	0.0005	0.00006
Alto	CS Arucas	0.040	0.230	0.120	0.7	0.6	0.07	0.9	0.4

Tabla 1: comparación de p-valores obtenidos tras aplicar el test de U-Mann Whitney en tres rangos diferentes de PDA entre el equipo YSIO de CS Arucas y cualquier otro YSIO. Las diferencias son significativas al 95% CL para el rango bajo y medio de PDA.

DISCUSIÓN

Así pues, tras evidenciarse en este trabajo la eficacia de este procedimiento como un elemento adicional de control de calidad, queremos destacar la conveniencia de un uso y análisis adecuado de los datos proporcionados por el gestor de dosis.

CONCLUSIONES

Se han establecido los NRD locales en nuestro hospital para el año 2023. Se identificó una diferencia significativa en un equipo específico, atribuida al uso ocasional del modo manual en el procedimiento "Dorsal lateral". El hallazgo fue notificado al CS Arucas para tomar las acciones correctivas necesarias.

REFERENCIAS

Requisitos básicos para los sistemas de registro y gestión de dosis en pacientes sometidos a exploraciones de diagnóstico por imagen. SEPR.

Niveles de Referencia (NRD) y estimación de Dosis Poblacional en España. Proyecto DOPOES.

CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA MULTI-ENERGÍA (TCME)

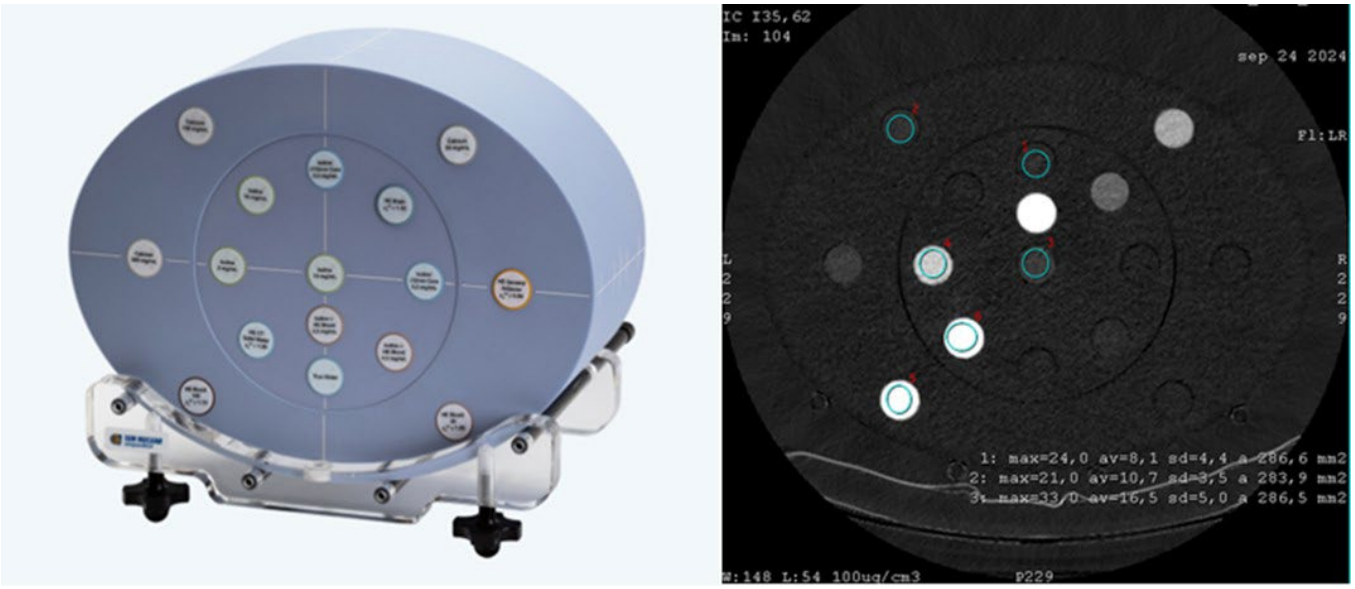
Arias Castro, P. (1); Alarcon Ros, R. (1); Gil López, C. (1); Romero Sillerro, F. (1); Font Gelabert, J. C. (1)
(1) Hospital Universitario Son Espases

INTRODUCCIÓN

El Hospital Universitario Son Espases adquirió recientemente, por el plan INVEAT, dos TCME Revolution de GE. Los TC espectrales permiten diferenciar materiales y cuantificar concentraciones, y su uso se está incrementando para multitud de pruebas diagnósticas. Para garantizar la exactitud y reproducibilidad de estas aplicaciones específicas de los TCME se han realizado y evaluado, de manera preliminar, las pruebas de control de calidad propuestas en el AAPM TG Report 299: Quality control in multi-energy computed tomography (2024).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el maniquí Multy-Energy CT Phantom de Sun Nuclear, que dispone de insertos de yodo y calcio en varias concentraciones, para evaluar las pruebas específicas de los TCME con estos materiales.



Del protocolo se han evaluado las siguientes pruebas que requieren insertos de yodo y calcio.

- Prueba 5.1.6 Exactitud del número CT en imágenes virtuales monocromáticas (VMI): Se analiza la dependencia de las Unidades Hounsfield (UH) con la energía, evaluando calcio y yodo, y comparando los valores medidos con los de referencia.

- Prueba 5.1.7 Exactitud en la cuantificación de densidad de material: Esencial para aplicaciones clínicas que requieren medición de densidades. En este tipo de imágenes el valor de pixel está directamente relacionado con la densidad. Se evalúan diferentes insertos con concentraciones conocidas.
- Prueba 5.1.8 Exactitud de las imágenes virtuales sin contraste (VNC): Se evalúan las UH en las imágenes en las que el contraste de yodo es sustraído digitalmente.

Adicionalmente, se evaluaron los parámetros de calidad de imagen como uniformidad, ruido, artefactos, resolución espacial, y resolución a bajo contraste, con el maniquí de QA del fabricante GE, en las diferentes reconstrucciones recomendadas: VMI a 50 y 70 KeV, VNC y Agua(yodo).

RESULTADOS

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos en las pruebas descritas.

Prueba 5.1.6 AAPM TG299			Prueba 5.1.7 AAPM TG299				Prueba 5.1.8 AAPM TG299		
	50 keV	70 keV	Yodo(agua)		Calcio(agua)			VNC	Agua(yodo)
Inserto	UH		Densidad (mg/mL)	Medido (mg/cm^3)	Densidad (mg/mL)	Medido (mg/cm^3)	ROI	UH	mg/mL
Yodo 2 mg/mL	95,6	46,3	1	1,07	5	6,8	Agua Sólida	5,3	990,8
Yodo 10 mg/mL	532,9	248,4	2	1,65	20	15,7	Yodo 20 mg/mL	6,5	991,6
Calcio 50 mg/mL	260,4	144,5	10	9,99	50	50,1	Yodo 10 mg/mL	2,0	989,7
Calcio 100 mg/mL	530,4	304,0	15	14,89	100	99,9			
Agua Sólida	2,7	-3,9	20	19,80	200	207,4			

DISCUSIÓN

En la prueba 5.1.6 se observa una disminución de las UH con la energía para yodo y calcio; y apenas variación en el caso del agua. Analizando las curvas espectrales de estos materiales es el comportamiento que cabe esperar.

En la prueba 5.1.7 en el caso del yodo, todos los valores quedan dentro de las tolerancias recomendadas: diferencia de densidad ≤ 20%. Para el calcio, la tolerancia es del 10% y a concentraciones bajas, 5 y 20 mg/mL, se superan. Para concentraciones clínicamente más representativas la diferencia de densidad está dentro de tolerancia.

En la prueba 5.1.8 se analizan dos reconstrucciones que eliminan el contaste de yodo. En el caso de la VNC se espera que los valores de UH en los insertos de yodo sean equivalentes a los insertos de agua sólida. Para el caso de la reconstrucción Agua(yodo) se espera que los valores de UH en el yodo tengan una densidad similar a la del agua.

CONCLUSIONES

Se han realizado, de manera preliminar, las pruebas de control de calidad recomendadas por la AAPM TG299 específicas para los equipos TCME con el fin de incorporarlas en futuros controles de calidad anuales.

COMPARACIÓN DE LA ESTIMACIÓN DE DOSIS GLANDULAR MEDIA. UN NUEVO MÉTODO DE CÁLCULO

Luengo Izquierdo, P. (1); Garcia Castañon, P. (1); Becerro Morgado, J. M. (1); Gallego Molina, C. (1); Prieto Martin, C. (1)
(1) Hospital de La Princesa

INTRODUCCIÓN

Durante décadas, el método Dance ha sido el estándar en Europa para calcular la dosis glandular media (DGM) de mamografía. Sin embargo, el año pasado, la AAPM junto con la EFOMP, publicó un nuevo método que busca armonizar los diversos modelos de dosimetría mamaria existentes y superar las limitaciones de los modelos actuales.

Este nuevo método aborda el simplismo del modelo de mama utilizado en el método de Dance y está disponible para mamografía 2D, tomosíntesis y mamografía con contraste.

Se basa en simulaciones avanzadas de exposición mediante Monte Carlo, utilizando modelos de campos de rayos X actualizados y maniquíes mamarios que reflejan un entendimiento más preciso de la composición y anatomía de la mama.

El objetivo de este estudio es comparar la DGM estimada en mamografía digital 2D utilizando un maniquí de polimetilmetacrilato (PMMA) entre el método Dance y el nuevo método.

MATERIAL Y MÉTODOS

Según Dance, DGM = K·c·g·s, donde K es el kerma en aire de entrada. En el nuevo método, DGM = γ·Kref, donde γ es el factor de conversión, análogo a c·g·s, y Kref es el kerma en aire en el punto de referencia, centrado lateralmente y a 50cm del foco efectivo de rayos X.

El equipo utilizado para el estudio fue un mamógrafo Siemens Inspiration. Se emplearon láminas de PMMA de 18x24 cm^2, con espesores variables entre 2 y 7 cm.

Se realizó una exposición con control automático de exposición para cada espesor del maniquí, registrando en cada simulación el ánodo/filtro utilizado, los kVp y los mAs. El kerma fue medido con un Piranha Black (RTI Electronics) desde 26 kVp hasta 34 kVp, tanto con las nuevas condiciones establecidas por la AAPM como con las del protocolo anterior.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se evaluaron las diferencias en los factores de conversión y en la DGM de ambos métodos, cuyos resultados se muestran en la tabla 1. Las diferencias varían entre un 13 % y un 39 % de reducción de dosis al utilizar el nuevo método. Se observan mayores diferencias de cálculo a medida que aumenta el espesor de mama equivalente. Esto se debe principalmente a que el método Dance modelaba las mamas pequeñas de manera similar al nuevo método, pero a mayor espesor la similitud disminuye. Por lo tanto, para mamas grandes, el método Dance sobreestimaba la glandularidad en comparación con la realidad. El nuevo modelo, al utilizar diferentes maniquíes, disminuye esta discrepancia.

PMMA phantom (mm)	Kmeasured new conditions (mGy)	Kref (mGy)	G (mGy/mGy)	AGD AAPM (mGy)	Kerma old conditions (mGy)	cgs	AGD Dance (mGy)	Difference AGD (%)
20	1,117	1,690	0,306	0,517	1,178	0,505	0,595	-13,12%
30	1,885	2,943	0,237	0,697	2,032	0,394	0,801	-12,90%
40	2,924	4,567	0,185	0,843	3,260	0,323	1,053	-19,92%
45	3,498	5,462	0,165	0,902	3,957	0,302	1,194	-24,45%
50	4,448	6,944	0,154	1,069	5,118	0,278	1,422	-24,85%
60	6,844	10,686	0,126	1,349	8,160	0,246	2,011	-32,94%
70	7,470	11,664	0,102	1,190	9,302	0,210	1,955	-39,14%

Sin embargo, Las diferencias observadas en el kerma permanecen por debajo del 5 %, lo que indica que no son tan relevantes para explicar la reducción en la dosis.

CONCLUSIÓN

Es necesario evaluar el nuevo método para tomosíntesis y mamografía con contraste, pero los resultados preliminares sugieren que hemos estado sobrestimando la DGM durante años.

EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE CONTRASTE YODADO CON TC ESPECTRAL

García Castañón, P. (1); Becerro Morgado, J. M. (1); Luengo Izquierdo, P. (1); Gallego Molina, C. (1); Paradela Díaz, G. (1); Prieto Martín, C. (1)
(1) Hospital Universitario la Princesa (Madrid)

INTRODUCCIÓN

El uso de contraste yodado en tomografía computarizada (TC) constituye una práctica rutinaria en cada vez más estudios. No obstante, el contraste puede inducir nefropatías en pacientes con enfermedad renales. La reducción de contraste es un objetivo perseguido, pero no sencillo con las técnicas habituales de TC a 120-140 kVp.

El TC espectral permite obtener imágenes virtuales monoenergéticas de baja energía, que permiten visualizar el yodo de manera mucho más realzada, ofreciendo la posibilidad de reducir el volumen de contraste necesario. Además, ciertos modelos de TC permiten obtener otras imágenes con realce para el yodo, lo que ofrece una posibilidad adicional de reducción de constrate.

El objeto de este estudio es evaluar el contraste de distintas concentraciones de yodo en imágenes de TC espectral frente a las de TC convencional.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha realizado utilizando un TC marca Philips, modelo Spectral 7500, instalado en 2023, que emplea tecnología de doble capa de detector sin aumentar la irradiación de los pacientes. Para el análisis de las imágenes espectrales se han realizado imágenes de maniquí de control de calidad en TC multienergético TR-I de Kyoto Kagaku (imagen 1) que contiene, entre otros materiales, insertos de las distintas concentraciones de yodo: 1, 2, 4, 8 y 12 mg/ml.

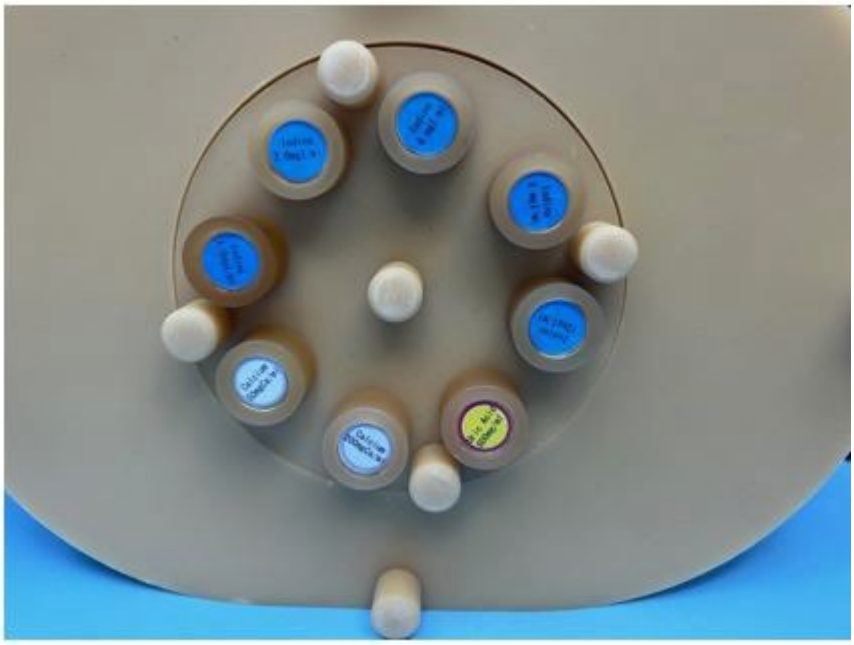


Imagen 1: Maniquí de CC Kyoto-Kagaku.

Además de realizar una serie mediante el protocolo de abdomen de rutina, a 120 kVp, se han generado las series monoenergéticas virtuales de 40, 70 y 135 keV. En cada una las imágenes se han analizado los números CT y la desviación de los cinco insertos de yodo en cuatro cortes centrales, así como el fondo del maniquí, de material equivalente a agua, con objeto de evaluar la relación contraste ruido de los insertos (RCR).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las variaciones en RCR de los insertos entre la imagen convencional y la de 40 keV monoenergética son de alrededor del 250% para todas las concentraciones. La imagen de 70keV no presenta diferencias significativas con respecto a la imagen convencional, lo que está en concordancia con la energía media de dicho haz.

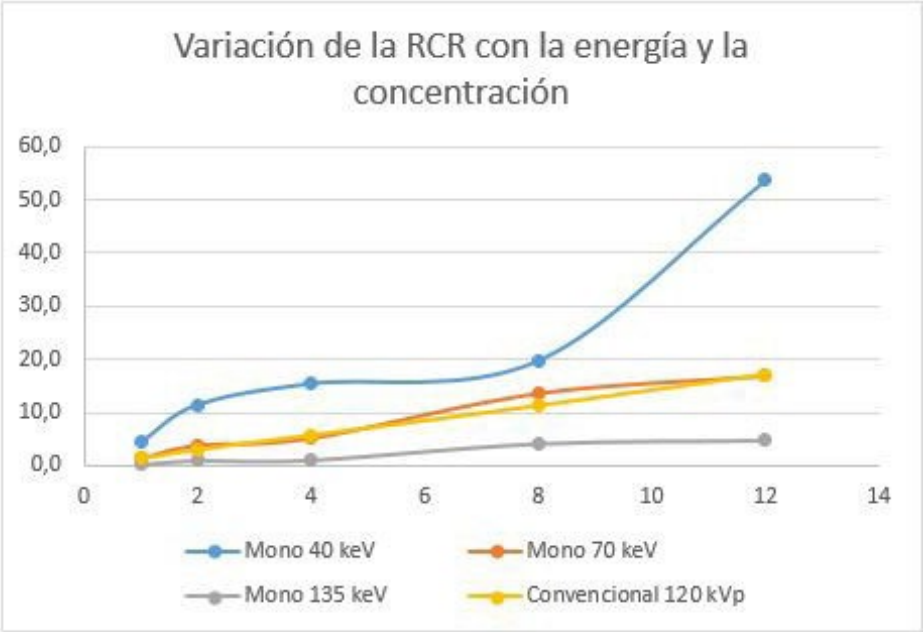


Imagen 2: RCR para distintas energías y concentraciones de yodo.

Una concentración de 2 mg/ml a 40 keV presenta una RCR similar que una concentración de 8 mg/ml evaluada en imágenes convencionales.

Los resultados sugieren que esta tecnología permitiría reducir la cantidad de contraste inyectado a los pacientes de manera apreciable.

CONCLUSIÓN

Los nuevos TC multienergéticos de tecnología de doble capa detectora tienen potencial para la reducción de contraste en los pacientes mediante el uso de imágenes monoenergéticas de baja energía, así como de herramientas de realce del contraste incorporadas por el sistema.

ANÁLISIS DE EQUIPOS INTERVENCIONISTAS CON SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS DOLQA

Retorta Fernández, P. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Lozano Martínez, R. (1); Rot Sanjuan, M. J. (1); Martín García, D. (1); Martín Fontán, M. (1); Gilarranz Moreno, R. M. (1)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

Ante el gran número de equipos intervencionistas adquiridos por el centro, surge la preocupación del control de dosis de estos equipos, por lo que se procede a analizar los modos de fluoroscopia utilizados y la compensación con el espesor del paciente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para este análisis se han tomado datos de los eventos de irradiación del año 2024 con el sistema de gestión de dosis DOLQA. Este sistema permite exportar datos de kerma en punto de referencia intervencionista (K_{PRI}), el espesor equivalente de paciente y el tipo de fluoroscopia, entre otros parámetros. Se clasifican los eventos de irradiación según el tipo de fluoroscopia utilizado y se obtiene la tasa de kerma en el punto de referencia intervencionista ($/dotK_{PRI}$) para cada evento.

RESULTADOS

Se han analizado 61422 eventos de irradiación, procedentes de 11 equipos, y se han clasificado los pacientes por grupos de espesor, de tamaño 10 mm cada grupo, desde 60 mm a 650 mm. Se ha distinguido también entre tipos de fluoroscopia (baja, media y normal) y tasa de pulsos por segundos (7.5, 12.5 y 15).

En la FIGURA 1 se muestra frente espesor equivalente de paciente para todos los eventos de irradiación. En la FIGURA 2 se muestra $\dot{K}_{PRI}$ frente espesor equivalente de paciente para baja tasa y 7.5 pulsos por segundo.

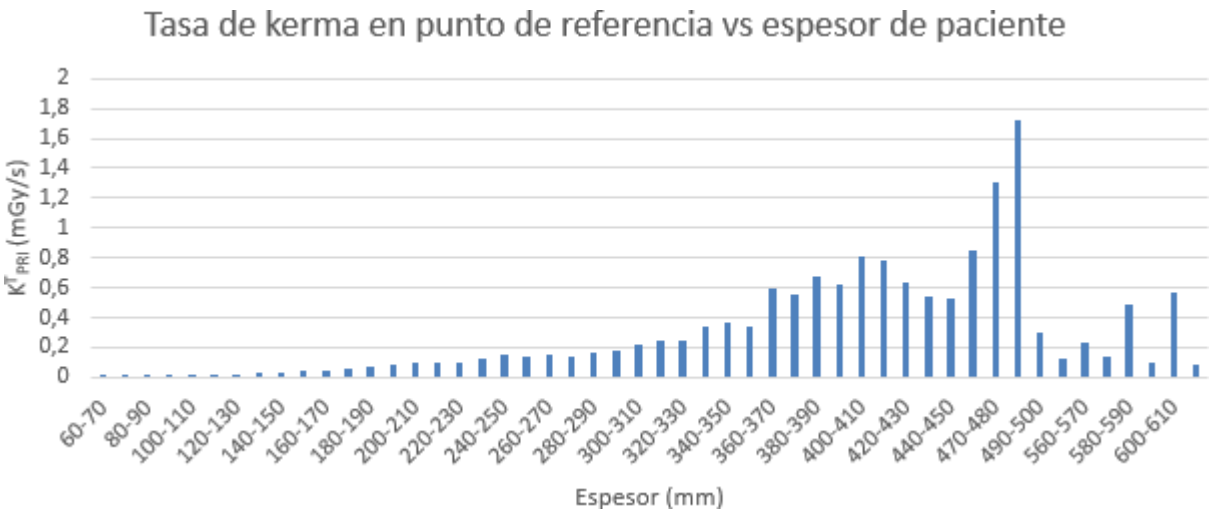


FIGURA 1. Tasa de kerma en punto de referencia intervencionista, $\dot{K}_{PRI}$, frente espesor equivalente de paciente para todos los eventos de irradiación.

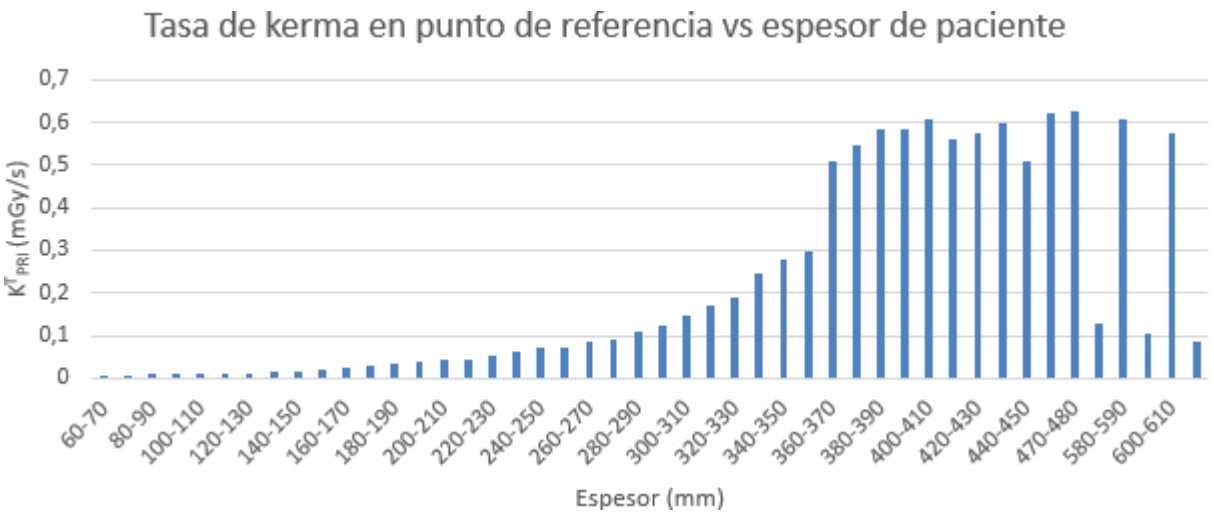


FIGURA 2. Tasa de kerma en punto de referencia intervencionista, $\dot{K}_{PRI}$, frente espesor equivalente de paciente para baja tasa y 7.5 pulsos/s.

DISCUSIÓN

De los 61422 eventos de irradiación, 54771 (89%) son de baja tasa, por lo que se deduce que hay un uso optimizado de la dosis en estos equipos.

En los eventos de baja tasa (FIGURA 2), se observa un aumento de la tasa de kerma a medida que aumenta el espesor de paciente. Este aumento entra dentro de lo esperable hasta los 360 mm. A partir de ese punto, la tasa de kerma presenta un crecimiento anómalo. Puede deberse a una estimación errónea del espesor de paciente o que no es el procedimiento adecuado para esos espesores.

Suponiendo que el espesor equivalente de paciente reportado es comparable a PMMA, la dosis de entrada a paciente para 20 cm es de 4.68, 8.16 y 23.11 mGy/min para tasa baja, media y normal, respectivamente. Estos parámetros cumplen con las tolerancias del PECCRD: 50 mGy/min para tasa baja y media y 100 mGy para tasa alta.

Se estudia la posibilidad de realizar medidas con diferentes espesores de PMMA y comparar con los valores reportados para validar estos datos.

CONCLUSIONES

DOLQA permite realizar un análisis rápido del comportamiento de los equipos intervencionistas, dando una visión general de su estado, pudiendo enfocarse en equipos problemáticos de cara al control de calidad.

ESTIMACIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN LITOTRICIA

Ruiz Manzano, P. (1); Blasco Beltran, B. (1); Jiménez Albericio, F. J. (1); Gómez Gónzalez, N. (1); Castán Guerrero, C. (1); Castro Moreno, R. (1)
(1) HCU Lozano Blesa Zaragoza

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

En este trabajo se pretende estimar parámetros dosimétricos de los pacientes de litotricia a través de los datos entregados por los equipos y recogidos en la base de datos de urología.

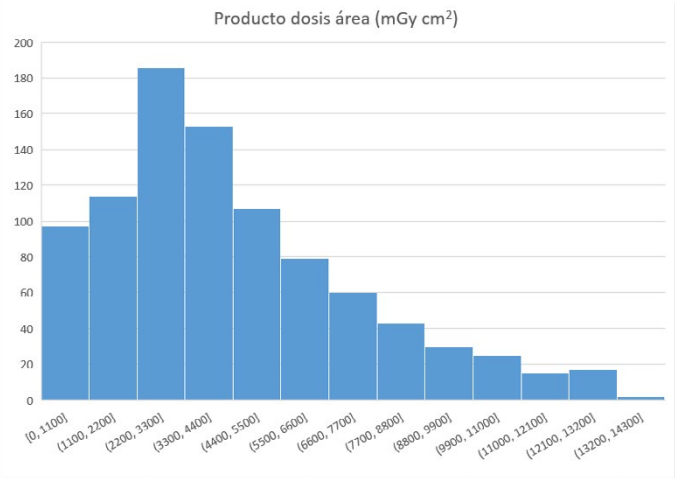
MATERIAL Y MÉTODOS

Se han utilizado los datos dosimétricos desde el año 2022 hasta agosto de 2024 del equipo Dornier Litotriptor Compact Delta III PRO. Entre los parámetros evaluados están el tiempo de escopia, el producto dosis área, la talla, el peso y el índice de masa corporal.

Se ha simulado el procedimiento más común con el software PCXMC generando varios haces en función de los tamaños de campo, distancias promedias, producto dosis área y kVp utilizados para la grafía y para la escopia. Se han obtenido factores para convertir el producto dosis área global en dosis efectiva, en dosis equivalente en riñón, en bazo y en piel.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 se muestran respectivamente el histograma de producto dosis área.



En la tabla 1 se muestran la media, la desviación estándar, el valor máximo y el mínimo de cada parámetro.

	tiempo escopia (s)	Producto dosis área (mGycm²)	talla (cm)	peso (kg)	IMC	Dosis efectiva (mSv)	Dosis Riñón (mSv)	Dosis bazo (mSv)	Dosis piel (mSv)
media	182	4398	167	76	27	0.98	15.9	8.7	44.1
SD	87	2913	9.1	15.2	4.7	0.65	10.5	5.7	29.2
Máximo	730	13215	190	150	55.1	2.95	47.8	26.0	132.6
Mínimo	11	100	141	37	15.4	0.02	0.4	0.2	1.0

TABLA 1: valores promedio, desviación estándar, valor máximo y mínimo de los parámetros evaluados.

El producto dosis área varía entre 100 y 13215 mGycm² mostrando la gran variabilidad de los procedimientos debido a la mayor o menor complejidad de la ruptura de los cálculos y a que en algunos casos solo se hace un diagnóstico inicial para su posterior planificación.

La dosis efectiva promedio ha estado en torno a 1 mSv, la dosis equivalente promedio en riñón ha estado en torno a 16 mSv, la del bazo en torno a 9 mSv y la de la piel en torno a 44 mSv.

CONCLUSIONES

La dosis efectiva recibida es relativamente baja y parecida a la de otros procedimientos abdominales. La dosis equivalente recibida por los órganos involucrados es también inferior a la de posibles efectos tisulares y suficientemente bajas como para considerar que están sometidos a un riesgo por radiaciones ionizante muy bajo. Es de vital importancia para los urólogos conocer estos datos a la hora de diseñar la mejor estrategia durante el tratamiento para definir la frecuencia con la que deben controlar con escopia la correcta focalización de los cálculos.

ANÁLISIS DE DOSIS A TRABAJADORES DE INTERVENCIONISMO POR ROL MEDIANTE EL USO DE DOSIMETRÍA EN TIEMPO REAL EN UNA UNIDAD DE ENDOSCOPIAS

Soto Angona, R. (1); Agulla Otero, M. (2); Antón García, D. (2); Pérez Gómez, F. (2); Villar Vázquez, C. (2); Sánchez Pérez, M. (2); Montoya Armisen, P. (2); Miguel Perez, D. (2); Donis Gil, S. (2); Frutos Baraja, J. M. (2); Hurtado Romero, A. E. (2); Del Castillo Belmonte, A. (2); Alonso Hernández, D. (2); Andrés Rodriguez, C. (2); Pena Vaquero, S. (1); Torres Cabrera, R. (2)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid; (2) HCUV

Los trabajadores del entorno del intervencionismo son los que reciben mayor exposición a radiaciones por su carga de trabajo. Dentro de este grupo, según el rol que representen cada trabajador recibirá distintas dosis según las tareas que represente. El objetivo del estudio es poder realizar una estadística avanzada de las dosis recibidas por cada rol en distintas situaciones con el fin de poder de realizar estimaciones y toma de decisiones más avanzadas para la protección del trabajador.

MATERIAL Y MÉTODO

Mediante el uso de dosímetros de lectura en tiempo real Raysafe i3, se han tomado los datos relacionados con la dosis de cada trabajador. Haciendo uso del código de colores de cada dosímetro, se asignó un dosímetro a cada rol en las intervenciones de la unidad, siendo estos roles Médico intervencionista, Médico asistente, Médico residente, Enfermería, TSID y TCAE. Estos dosímetros se colocaron en las solapas de los elementos de protección del personal a la altura del pecho. Adicionalmente se colocó un dosímetro en el interior de la protección del Médico intervencionista y otro en el arco quirúrgico usado en las intervenciones, con el fin de servir como medidas de referencia.

Durante 2 semanas se hicieron lecturas de dosis para cada rol para cada intervención por un total de 44 pacientes. Adicionalmente se recogió el tiempo de intervención(ti), el tiempo de irradiación (trad), el producto dosis-area (PDA) y el kerma en aire en la posición de referencia (Kref).

RESULTADOS

Se ha realizado un análisis estadístico simple de las medidas de dosis recogidas. Se han realizado también estimaciones de dosis por rol anuales y se han relativizado respecto a la dosis en el punto de referencia del arco.

DISCUSIÓN

Las dosis por rol son congruentes con lo estimado mediante dosimetría personal y se encuentran en rangos aceptables. El Medico Intervencionista es el rol que recibe más dosis por paciente y se encuentra cerca del límite de dosis anual. Dado que la actividad de cada rol se divide entre varios trabajadores, las dosis al personal son adecuadas para todos los casos. Se ha comprobado que el dosímetro en el arco actúa como un estimador de la dosis recibida por el intervencionista principal de forma correcta. La posición del dosímetro en el exterior del mandil permite realizar una estimación grosera de la dosis a cristalino. Estos valores se encuentran cerca del límite para el rol de intervencionista lo que ha motivado la asignación de gafas plomadas para los médicos asignados a este rol.

CONCLUSIONES

La dosimetría en tiempo real es un método valido para analizar la exposición de un grupo de trabajadores. Este sistema permite un análisis en profundidad del riesgo de los trabajadores y nos permite distinguir con mayor facilidad la exposición

de cada rol de acuerdo a las tareas que desempeña en su labor profesional. Esta información se ha usado para tomar decisiones sobre el uso de nuevos elementos de protección y discutir la modificación de métodos de trabajo del personal para disminuir su nivel de exposición.

DOCCACI: UN PROGRAMA MULTICÉNTRICO PARA RECOMENDAR NIVELES DE REFERENCIA EN CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Sánchez, R. (1); Salinas, P. (1); Vañó Carruana, E. (2); Fernández Soto, J. M. (1); Rosales Espízua, F. J. (3); Sáez, J. R. (3); Agulla, M. M. (4); Campo Prieto, A. (4); Ordiales Solís, J. M. (5); Rama, J. C. (5); Pifarré, X. (6); Oteo, J. F. (6); Carrera, F. (7); Gómez, A. E. (8)
(1) Hospital Clínico San Carlos; (2) Universidad Complutense de Madrid; (3) Hospital de Basurto; (4) Hospital Clínico de Valladolid; (5) Hospital de Cáceres; (6) Hospital Puerta de Hierro; (7) Hospital Juan Ramón Jiménez; (8) Juan Ramón Jiménez

INTRODUCCIÓN

Para establecer niveles de referencia para diagnóstico en prácticas intervencionistas la Comisión Internacional de Protección Radiológica recomienda considerar el tipo de procedimiento clínico, así como tener en cuenta su complejidad. Es también importante que la clasificación sea aplicable en cualquier centro independientemente de su posible idiosincrasia.

El grupo DOCCACI ha iniciado un programa para estimar posibles niveles de referencia para diagnóstico nacionales para procedimientos de cardiología intervencionista. Para ello, con la colaboración de la Asociación de Cardiología Intervencionista de la Sociedad Española de Cardiología, se ha partido del catálogo de procedimientos recomendado por ésta en su registro de actividad anual, para incluir procedimientos de cardiología estructural y facilitar a los potenciales usuarios la aplicación de los niveles de referencia.

MÉTODOS

Los participantes deberán recoger de forma secuencial datos de indicadores de dosis de los siguientes procedimientos:

	Tipo de procedimiento	**Observaciones**	**N**
Coronario diagnóstico	Cateterismo cardíaco, angiocardiografía y coronariografía		≥50
Coronario intervencionista	Intervencionismo coronario con implante de stent simple		≥100
	Intervencionismo coronario con implante de stent complejo	Tronco, multivaso, oclusión total crónica o bifurcación	
	Intervencionismo coronario con balón liberador de fármaco		
	Intervencionismo coronario mediante dispositivo de modificación de placa e implante de stent		
Intervencionismo estructural	Implante de válvula aórtica transcatéter (TAVI)		≥50 ó todos durante 1 año
	Cierre percutáneo de foramen oval permeable, comunicación interauricular o interventricular		
	Cierre percutáneo de orejuela izquierda		
	Reparación percutánea de válvula mitral		

Se han establecido los siguientes criterios de exclusión:

- Pacientes con índice de masa corporal <18 ó >40 kg/m2.
- Procedimiento abortado, definido como aquél en que el procedimiento inicialmente planeado que no se lleva a término (por cualquier motivo complicación muy grave o inestabilidad del paciente)
- Procedimientos combinados, excepto angiocardiografía + coronario intervencionista (por ejemplo, angioplastia coronaria + TAVI)
- Procedimientos realizados en salas con equipos de rayos-X > 10 años
- Mujeres gestantes

RESULTADOS

Inicialmente han aceptado participar en el proyecto el H. Basurto, H Clínico de Valladolid, H. Juan Ramón Jiménez, H. Cáceres, Hospital Puerta de Hierro y H Clínico San Carlos (ambos de Madrid) que están actualmente en la fase de recogida de datos.

Los datos provisionales (N=4109 estudios) de tres de los centros, apuntan a una reducción de un 30% en el 3er cuartil del producto kerma área (PKA) de las coronariografías (40 vs. 27 Gy·cm2). En esta muestra provisional, los procedimientos de intervencionismo coronario complejo duplicaron en PKA a los simples (140 vs 62 Gy·cm2).

CONCLUSIONES

Los datos provisionales apuntan a una reducción de los niveles de referencia diagnósticos, si bien hay esperar a los datos definitivos. La hipótesis más plausible para explicar esta reducción es la de la renovación tecnológica.

Las variables, que se han escogido de un modo arbitrario, para describir la complejidad del intervencionismo coronario, inicialmente se muestran coherentes con un aumento de la dosis a los pacientes.

Es necesario incorporar más centros participantes para obtener una muestra más representativa de todo el territorio nacional.

DETERMINACIÓN DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL DE DETECTORES DE IMAGEN DE EQUIPOS FLUOROSCÓPICOS DE FORMA CUANTITATIVA

Delgado Espinosa, S. (1); López Martín, N. (1); Derecho Torres, F. A. (1); Picón García, F. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

La resolución espacial de un detector de imagen se determina cuantitativamente mediante la función de transferencia de modulación (MTF, del inglés). Esta se obtiene, comúnmente, usando un maniquí de borde. Un método alternativo es el propuesto por Coltman, que estima la MTF para frecuencias discretas a partir de un patrón de barras. En el estudio se compara la resolución espacial de detectores de imagen de equipos fluoroscópicos con ambos métodos.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha realizado con 16 imágenes obtenidas en las mismas condiciones experimentales (distancia foco-detector 120 cm, 70 kVp y filtro de aluminio de 21 mm de espesor) y en modo grafía. Las imágenes se han adquirido con 2 equipos diferentes usando todas las lupas disponibles.

El método seguido para el maniquí de borde consiste en trazar un perfil lineal perpendicular al borde de plomo para obtener la función de transferencia de borde (ESF, del inglés). Diferenciando se calcula la función de transferencia de línea (LSF, del inglés) y haciéndole la transformada de Fourier se determina la MTF.

Para el método Coltman se ha usado el patrón de barras del maniquí TOR[18FG]. Este método determina la MTF usando el promedio de la señal y la desviación estándar de tres ROIs; zona de blanco, zona de negro y patrón de barras correspondiente a la frecuencia (pl/mm) que vamos a utilizar para calcular la MTF. El método tiene dos restricciones respecto a las frecuencias a analizar: deben ser menores que la frecuencia de Nyquist (f_N) de los píxeles del detector de imagen y al mismo tiempo ser mayores que f_c /3 , donde f_c es la frecuencia a la que MTF(f_c) =0. Para asignar el valor de la MTF asociado a cada grupo de pares de líneas del TOR[18FG] se ha usado el manual del mismo.

Para ambos métodos se ha usado ImageJ y Microsoft Excel.

RESULTADOS

La siguiente tabla muestra los resultados de la MTF y la resolución espacial obtenidos con los dos métodos. La diferencia entre ellos se calcula como error absoluto.

Equipo/lupa (´´)	Valor MTF	Resolución espacial (pl/mm) Borde	Resolución espacial (pl/mm) Coltman	Diferencia (pl/mm)
Siemens Artis Zee/ 15	0,15	1,77	1,40	0,37
	0,03	2,82	2,80	0,02
Siemens Artis Zee / 19	0,16	1,52	1,40	0,12
	0,02	2,64	2,80	-0,16
Siemens Artis Zee / 22	0,16	1,74	1,40	0,34
	0,02	3,04	2,80	0,24
Siemens Artis Zee / 27	0,15	1,37	1,40	-0,03
	0,05	2,06	1,80	0,26
Siemens Artis Zee / 30	0,15	1,31	1,40	-0,09
	0,02	2,08	1,80	0,28
Siemens Cios Alpha / 9	0,43	1,47	1,40	0,07
	0,13	2,45	2,80	-0,34
Siemens Cios Alpha / 12	0,36	1,60	1,40	0,20
	0,08	3,06	2,80	0,26
Siemens Cios Alpha / 17	0,39	1,50	1,40	0,10
	0,09	2,83	2,80	0,03

Tabla 1: Resultados espacial usando el método Coltman y un borde para el mismo valor de la MTF. Se analizan dos frecuencias por lupa: próxima a f_N (blanco) y a $f_c/3$ (azul).

DISCUSIÓN

Los resultados muestran un buen acuerdo entre ambos métodos. Las diferencias encontradas son menores a 0,37 pl/mm. Los valores de la MTF elegidos han sido condicionados por el método Coltman, pues al calcular la MTF con el borde obtenemos una muestra más amplia de puntos que permite hacer un ajuste exponencial y calcular la resolución espacial para cualquier valor de la MTF. La resolución de cada imagen se muestra para dos valores de MTF para mayor completitud del estudio.

CONCLUSIONES

Ambos métodos de obtención de la MTF para caracterizar la resolución espacial de los detectores de imagen son válidos y muestran resultados equivalentes. Destaca el método propuesto por Coltman por su menor complejidad de cálculo.

CÁLCULO DEL CTDI A PARTIR DEL PERFIL DE DOSIS DE UN TC. COMPARACIÓN CON EL CTDI MEDIDO CON CÁMARA LÁPIZ

Delgado Espinosa, S. (1); Derecho Torres, F. A. (1); López Martín, N. (1); Sánchez Esperón, J. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

Los indicadores dosimétricos son de gran importancia en radiodiagnóstico, pues permiten optimizar la protección radiológica del paciente. En tomografía computarizada (TC) se usa el índice de dosis de TC ponderado ($CTDI_w$, del inglés) como indicador de la dosis media por corte en un maniquí estándar. Comúnmente, el CTDI se obtiene a partir de cinco medidas de dosis, para adquisiciones axiales, en diferentes posiciones de un maniquí estándar, usando una cámara lápiz de 10 cm de longitud.

En el trabajo se analiza un método alternativo, obteniendo el CTDI a partir del perfil de dosis medido en el centro del maniquí.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han medido 6 perfiles de dosis de 3 TCs GE Revolution Evo usando el detector de estado sólido CT Dose Profiler Probe y el software Ocean 2014, de RTI Electronics, y el maniquí de CTDI de 16 cm. La medida del perfil requiere una adquisición helicoidal, realizada a 120 kVp en nuestro caso. Los valores de colimación y pitch se definen a partir del topograma previo. En la figura 1 se muestra uno de los seis perfiles medidos.

Medido el perfil, el CTDI se obtiene de la expresión (1), método del punto central, donde D(z) es el perfil de dosis sobre el eje z y k es un factor específico de cada TC y maniquí e indica la ratio entre el CTDI ponderado y el CTDI en el centro. Por la configuración experimental del estudio, k=0,996.

$$CTDI = k/cdot/frac/textPitchT/int_{z_1}^{z_2} D(z)/, dz \quad (1)$$

Para calcular la integral, el perfil medido se define analíticamente como una función a trozos. Las colas del perfil se ajustan a funciones potenciales o polinómicas y la zona central se define como una función rectangular. Sumando el resultado de la integral de cada trozo y considerando una longitud total de integración z=100 mm , el CTDI se obtiene usando la ecuación (1).

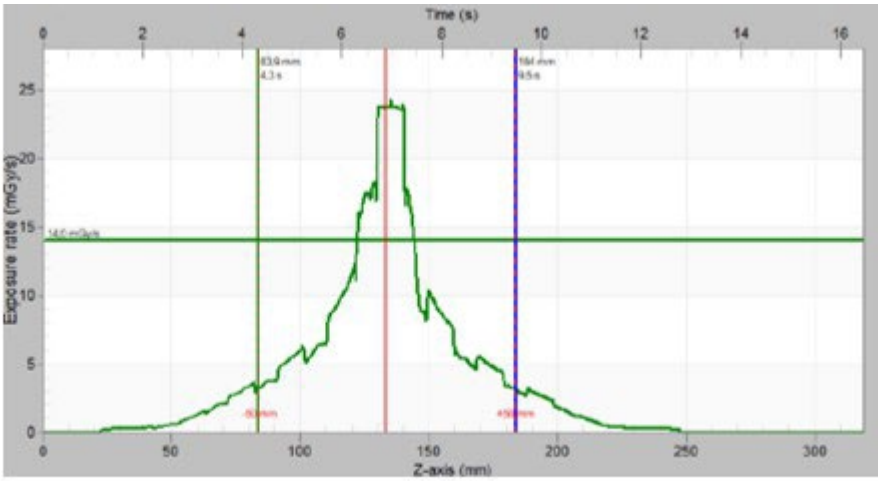


Figura 1: Perfil de dosis medido con la sonda CT Dose Profiler. Colimación=20 mm y Pitch=0,969.

RESULTADOS

En la tabla 1 quedan recogidos los valores de CTDI medidos con cámara lápiz y los obtenidos mediante el cálculo analítico a partir del perfil. Las diferencias se calculan como error relativo.

Equipo / Colimación	CTDI (mGy) Cámara Lápiz	CTDI (mGy) calculado	Diferencia (%)
TC 5B Radiología / 20 mm	49,52	45,61	7,90
TC 5B Radiología / 40 mm	45,66	44,85	1,78
TC HRT / 20 mm	50,81	50,24	1,13
TC HRT / 40 mm	47,25	47,01	0,51
TC URG General / 20 mm	50,02	48,70	2,65
TC URG General / 40 mm	45,97	43,31	5,78

Tabla 1: Resultados del CTDI con cámara lápiz vs a partir del perfil de dosis

DISCUSIÓN

Los resultados muestran un buen acuerdo entre el cálculo a partir del perfil y las medidas experimentales con cámara lápiz, encontrando diferencias menores al 3% en cuatro de las seis medidas realizadas. La variedad de perfiles y equipos medidos muestran la validez del cálculo realizado. Una mejora interesante para futuros trabajos es calcular factor k para cada uno de los equipos.

CONCLUSIONES

Calcular el CTDI a partir del perfil de dosis de un TC es un procedimiento que muestra buenos resultados. Al necesitar una única medida, el método planteado facilita y agiliza la determinación experimental del CTDI en el control de calidad del TC.

COMPARACIÓN DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL DE DETECTORES DIGITALES DE IMAGEN DE DIFERENTES MARCAS COMERCIALES USANDO LA MTF

Delgado Espinosa, S. (1); López Martín, N. (1); Castro Nora, D. (2); Derecho Torres, F. A. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío; (2) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

Para caracterizar la resolución espacial de un sistema de imagen se usa comúnmente la función de transferencia de modulación (MTF, del inglés). Es útil tener un valor único que caracterice la resolución espacial límite, frecuencia a la cual MTF=10%. El objetivo del trabajo es comparar la resolución espacial límite de diferentes detectores de imagen mediante el cálculo de la MTF y ver cómo influyen las condiciones experimentales.

MATERIAL Y MÉTODOS

La MTF se obtiene experimentalmente siguiendo el método de Samei (1998) con ciertas modificaciones; en lugar de un dispositivo de plomo de 0,25 mm de espesor se usa uno de 2 mm para el borde, la distancia foco-detector se fija a 150 cm y las imágenes se adquieren con el borde en horizontal.

Se hacen dos adquisiciones adicionales, una usando un filtro de 0,5 mm Cu y otra con apertura máxima del campo para evaluar la influencia de la radiación dispersa y del diseño experimental.

En el estudio se incluyen seis detectores de imagen diferentes.

Para el cálculo se obtiene la función de dispersión de borde (ESF, del inglés) trazando una ROI lineal, perpendicular al borde, usando ImageJ. En Microsoft Excel, diferenciamos la ESF para obtener la función de dispersión de línea (LSF, del inglés). La MTF se calcula entonces como la transformada de Fourier de la LSF, normalizada a frecuencia espacial cero. Para obtener el valor de la resolución espacial límite se representa gráficamente la MTF en función de la resolución espacial y se realiza un ajuste exponencial (figura 1).

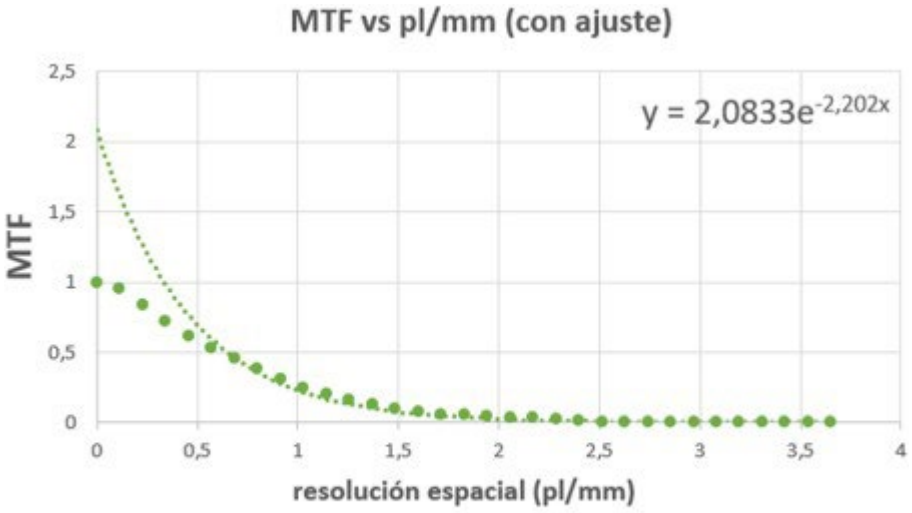


Figura 1: Representación gráfica de la MTF con ajuste exponencial

RESULTADOS

En la tabla 1 quedan recogidos los valores de resolución espacial límite (MTF=10%) para cada detector.

Para evaluar cómo afecta el diseño experimental a la MTF se calcula el valor promedio de todos los puntos de la MTF discreta obtenida. La diferencia respecto a la adquisición estándar se calcula como error relativo.

Tipo de detector	Resolución espacial límite (pl/mm)	MTF promedio estándar	$MTF_{promedio}$ 0,5 mm Cu	Diferencia (%)	$MTF_{promedio}$ campo abierto	Diferencia (%)
CARESTREAM	1,380	0,204	0,209	2,395	0,214	5,040
FUJI (Modelo ID1211)	1,586	0,315	0,338	7,473	0,272	13,513
FUJI (Modelo ID1271)	2,488	0,515	0,398	22,679	0,462	10,246
GENERAL ELECTRIC	2,600	0,278	0,235	15,321	0,261	5,912
SIEMENS	2,571	0,397	0,368	7,397	0,376	5,384
CANON	3,152	0,449	0,347	22,839	0,345	23,284

Tabla 2: Resolución espacial límite y valores promedios de MTF para adquisición estándar (verde), con filtro de cobre (amarillo) y con campo abierto (azul)

DISCUSIÓN

La resolución espacial obtenida a partir de la imagen del maniquí TOR[CDR], por ejemplo, tiene un carácter subjetivo. Sin embargo, la opción propuesta a partir de la MTF constituye un método objetivo que elimina la dependencia del observador.

Por otro lado, las diferencias encontradas al variar la configuración experimental, usando un filtro de 0,5 mm Cu o con el campo abierto al máximo, refleja la dependencia entre la MTF y la forma experimental de adquirir la imagen del borde en la que basamos el cálculo.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran que para un mismo valor de la MTF (MTF=10%) el detector CANON es el que más pares de líneas por milímetro resuelve; 3,152.

Destacar la importancia de establecer siempre las mismas condiciones experimentales para caracterizar la resolución espacial de un detector mediante la MTF, especialmente en pruebas de constancia.

CURVA CONTRASTE-DETALLE BASADA EN EL MÉTODO DEL OBSERVADOR CUASI IDEAL NPWE

Romero García, S. (1); Marin Ciocan, A. C. (2); Villaescusa Blanca, J. I. (1)
(1) Hospital Universitari i Politècnic La Fe; (2) Ascires Grupo Biomédico

INTRODUCCIÓN

Con la nueva actualización del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR) para equipos de grafía se presenta una alternativa a la obtención de la curva contraste-detalle basada en el método del observador cuasi ideal NPWE. En este trabajo se presentan los primeros resultados obtenidos a partir de las medidas del espectro de potencia de ruido (NPS), la función de transferencia de modulación (MTF) y el cálculo del contraste umbral empleando la metodología del protocolo actualizado. Los resultados obtenidos se comparan con los calculados a partir del maniquí contraste-detalle CDRAD.

MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo RX empleado ha sido un portátil de la marca Agfa (modelo DR100-E), con un detector de imagen de la marca AGFA (modelo DR14eC). En lo que respecta a los maniquís, se ha hecho uso únicamente del CDRAD 2.0.

La estimación del contraste umbral (C_u) se ha realizado a partir del modelo NPWE, empleando el diámetro de cada uno de los discos contenidos en el maniquí CDRAD. El cálculo se ha realizado a partir de la siguiente ecuación:

$$C^2 = \left[\int_0^{f_N} \left(\frac{RSR_u}{VTF(f)}\right)^2 \cdot |S(f)|^2 \cdot 2\pi f \, df\right] \Big/ \left[\int_0^{f_N} |S(f)|^2 \cdot 2\pi f \, df\right]$$

Donde f_N es la frecuencia de Nyquist, RSR_u la relación señal ruido umbral necesaria para detectar el disco (se le asigna un valor igual a 3), VTF la función de transferencia de modulación del sistema visual humano (para una distancia de visualización de 40 cm y magnificación m de la imagen) y S la transformada de Fourier del objeto (disco circular de radio R). VTF y S se han calculado mediante las siguientes ecuaciones:

$$VTF(f) = 29 \cdot (fm)^2 \cdot \exp(-4 \cdot fm)$$

$$S(f) = Rf \cdot J_1(2\pi Rfm)$$

Se ha empleado el plugging COQ del software imageJ para la obtención de la NPS y la MTF, Matlab para el cálculo del contraste umbral para cada uno de los diámetros considerados y el software CDRAD Analyser para obtener la curva contraste-detalle del maniquí CDRAD.

RESULTADOS

En la FIGURA 1 se muestra la comparación de la curva contraste-detalle obtenida a partir del maniquí CDRAD y mediante el método alternativo (NPWE).

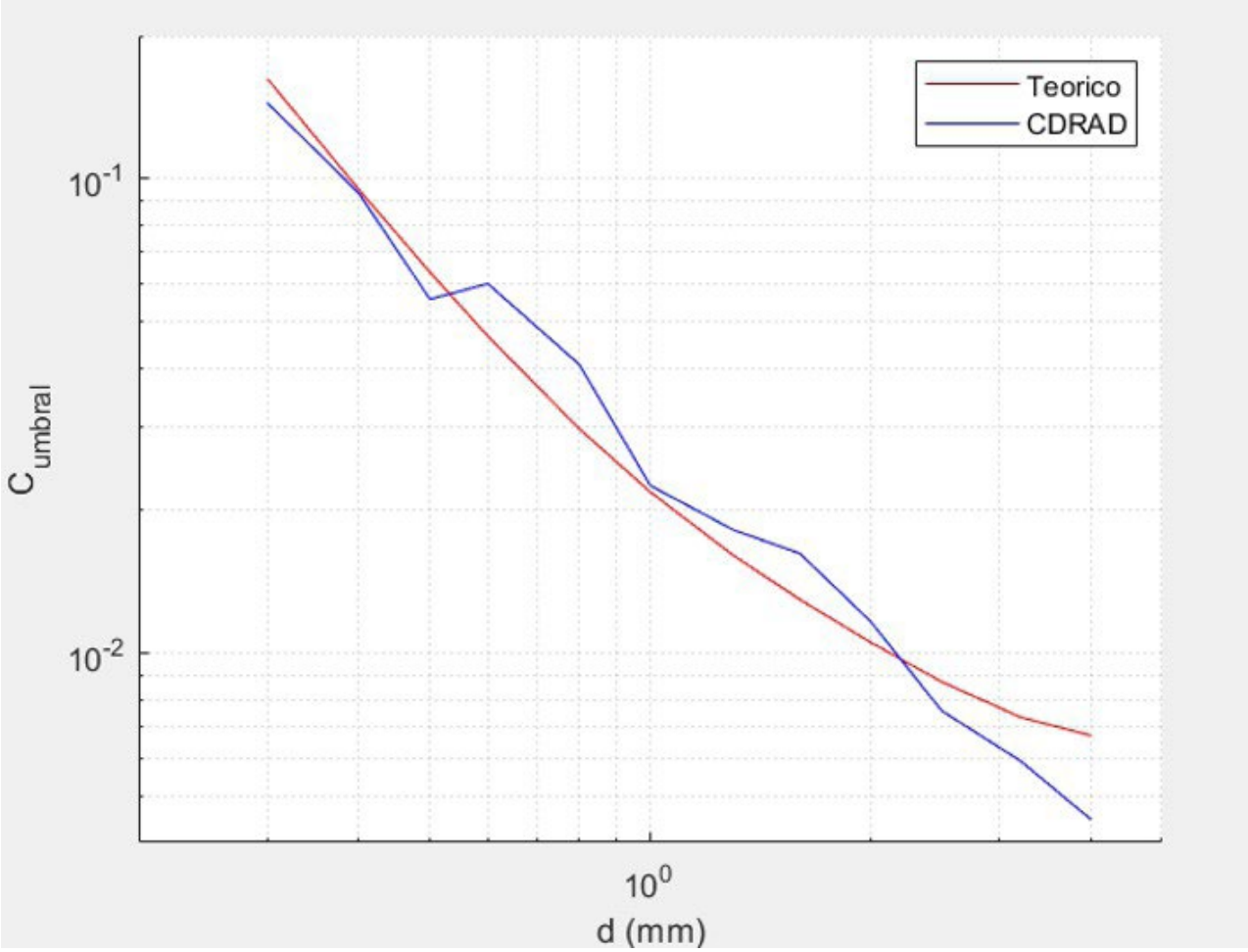


FIGURA 1. Comparación de la curva contraste-detalle obtenida con el maniquí CDRAD y con el método alternativo (NPWE). Discusión

La curva contraste-detalle obtenida con el método del observador cuasi ideal NPWE sigue la tendencia de la obtenida con el maniquí CDRAD.

La metodología empleada sigue las recomendaciones de la norma IEC 62220-1-1:2015. En ella se introduce el concepto de eficiencia cuántica de detección (DQE), que permite comparar la tecnología de detectores de distintas casas comerciales. De esta manera, las métricas utilizadas tienen una aplicación más amplia.

Otra aplicación consiste una revisión sistemática de la evolución temporal de las métricas MTF y DQE, ya que una degradación de estas métricas puede prevenir la avería de un detector digital sin necesitar la intervención técnica de la casa comercial.

En el trabajo final se introducirá la DQE, así como una metodología más depurada a la hora de obtener la curva contraste- detalle.

CONCLUSIONES

La metodología presentada en la actualización del PECCR es consistente. Sin embargo, se necesita mejorar el montaje experimental para poder reducir las desviaciones entre ambas curvas contraste-detalle.

ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

MEDIDAS DE DOSIS AMBIENTAL DE NEUTRONES EN CAMPOS DE RADIACIÓN PULSADOS, DE ALTA ENERGÍA E INSTALACIONES DE TERAPIA HADRÓNICA: PROYECTO LINREM

Brusasco, B. (1); Tarifeño Saldivia, A. E. (2)
(1) Universitat Politecnica de Catalunya–UPC; (2) Instituto de Física Corpuscular (IFIC), CSIC–Univ. Valencia (UV)

INTRODUCCIÓN

Los neutrones constituyen una forma de radiación altamente penetrante que puede representar una contribución muy relevante a la dosis recibida por trabajadores expuestos a radiación, pacientes y el público en general. Actualmente, la dosimetría de neutrones presenta diversas limitaciones en áreas clave, como la determinación de dosis en campos mixtos de alta intensidad y energía, particularmente en entornos como aceleradores de partículas o instalaciones de terapia hadrónica, donde los neutrones se generan como radiación secundaria. Especialmente compleja es la dosimetría en estructura pulsada, como la producida en técnicas avanzadas de terapia (terapia FLASH) o en fuentes de láseres pulsados ultraintensos. Otra limitación relevante es la reducida portabilidad de los dispositivos empleados en la dosimetría activa de neutrones en instalaciones radiactivas. En este contexto, el proyecto LINrem es una iniciativa española que busca desarrollar soluciones innovadoras para mejorar la dosimetría de área de neutrones y abordar las deficiencias actuales en este campo.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se presentan los modelos de dosímetros LINrem y LINremext, diseñados para la detección de neutrones con sensibilidad hasta 10 MeV y para un rango extendido [1], respectivamente. Ambos incluyen versiones de dosimetros activo y pasivo e incorporan elementos innovadores en su diseño, lo que les permite operar en rangos de dosis muy elevados tanto en campos continuos como pulsados [2].

En esta contribución, se presentan los resultados de simulaciones Monte Carlo, así como de campañas de validación e intercomparación de la respuesta de los dosímetros LINrem en distintas instalaciones. Estas incluyen fuentes radiactivas, campos neutrónicos de referencia para altas energías (CERF-CERN), neutrones secundarios generados en terapia hadrónica en condiciones cercanas a la clínica (IBA Proteus Plus) e instalaciones de campos pulsados de neutrones producidos por láseres pulsados (CLPU).

RESULTADOS

Los dosímetros LINrem presentan un acuerdo satisfactorio en las mediciones de validación realizadas en instalaciones de referencia, con una desviación dentro del 10% de tolerancia. Asimismo, los resultados de intercomparación en instalaciones de terapia hadrónica muestran un excelente acuerdo con equipos comerciales como el dosímetro WENDI-II. En

instalaciones de campos pulsados, la aplicación de la técnica de conteo de neutrones por integración de carga [3] en los dosímetros LINrem permite la determinación de dosis pulsadas superiores a 500 nSv/bunch.

CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

Se presenta un análisis del estado actual del proyecto LINrem, junto con los resultados obtenidos en campañas de validación e intercomparación en campos de neutrones rápidos y de alta energía, así como en campos pulsados. Finalmente, se discuten las perspectivas futuras del proyecto y su potencial impacto en la dosimetría de neutrones.

REFERENCIAS

Ariel Tarifeño-Saldivia et al. "Ambient dosimetry in pulsed neutron fields with LINrem detectors". Radiation Physics and Chemistry, 2024, 224:112101.

Ariel Tarifeño-Saldivia and Francisco Calviño Tavares, 2024. "Neutron Dosimeter". European Patent Office EP4097510A1, US Patent Office US-12123991-B2, Japanese Patent Office JP7601420B2.

Ariel Tarifeño-Saldivia et al. "Calibration methodology for proportional counters applied to yield measurements of a neutron burst". Rev. Sci. Instrum. 85 (2014) 013502.

EVALUACIÓN DE LA HOMOGENEIDAD DEL GAS RADÓN EN UNA CÁMARA MEDIANTE EL USO DE DETECTORES PASIVOS DE TRAZAS

Noverques Medina, A. (1); Juste Vidal, B. (1); Trull Hernandis, C. (1); Verdú Martín, G. (1)
(1) Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM). Universitat Politècnica de València;

El radón es un gas radiactivo natural que proviene de la desintegración del uranio presente en el suelo y las rocas. Dada su peligrosidad y siendo la primera causa de cáncer de pulmón en personas no fumadoras, la medición precisa de su concentración es imprescindible en estudios ambientales y de salud pública. Para realizar las mediciones con exactitud se requiere de equipos robustos con alta precisión que estén calibrados en cámaras de radón. Estas cámaras deben ser herméticas, y deben garantizar, entre otros aspectos, que la distribución del radón en su interior sea homogénea.

Por ello, este trabajo se centra en la evaluación y puesta en marcha de una cámara de radón, imprescindible para la futura calibración de detectores en distintas atmósferas. Para garantizar la eficacia de la cámara es crucial comprobar su estanqueidad y homogeneidad, lo que permitirá mediciones fiables y reproducibles.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para esta investigación se han utilizado detectores pasivos (detectores de trazas CR-39) y un detector en continuo (AlphaGUARD), fijado como detector de referencia.

Los ensayos realizados se basan en:

- Análisis de estanqueidad de la cámara, verificando la tasa de fugas del sistema y verificando la repetibilidad de esos ensayos. Para ello, se inyecta un flujo de gas radón, se cierra el sistema y se analiza la disminución de la concentración de radón en la cámara. Las fugas se determinan mediante la comparación entre esa disminución de la concentración y el decaimiento teórico del gas radón. Para este ensayo se ha utilizado el detector de referencia AlphaGUARD.
- Análisis de la homogeneidad de la distribución del gas radón en el interior de la cámara. Para ello se han instalado detectores de trazas distribuidos y se ha analizado la desviación de los resultados de concentración de radón. Se ha realizado un análisis estadísticos, mediante la aplicación de la técnica ANOVA para validar la normalidad y homogeneidad de los datos.

RESULTADOS

A partir de los ensayos realizados se ha verificado la estanqueidad de la cámara, con una constante de pérdidas del orden de 10^{-4}. En cuanto a los resultados en el análisis de homogeneidad y para las condiciones de ensayo planteadas, con una distribución de la concentración de radón en el interior de la cámara.

De los resultados obtenidos, y según el análisis estadístico aplicado, las diferencias de concentración medida en los diferentes puntos no son estadísticamente significativas, por lo que se puede asumir la homogeneidad de la concentración de radón en el interior.

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha verificado que la cámara de radón cumple con los requisitos de estanqueidad, con fugas de radón despreciables. Para las condiciones de ensayo establecidas, se confirma la homogeneidad en las mediciones dentro de la cámara, validada mediante análisis estadísticos.

SISTEMA PROPIO DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE PARA LA VIGILANCIA DE ÁREA EN SALAS DE MAMOGRAFÍA DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD

Ropero Real, A. (1); Uzquiza López, J. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Pedrosa Delgado, C. (1); Fernández Lavin, N. (1); Cuesta Guerrero, I. (1); Rodríguez Cobo, C. (1); Marqués Fraguela, E. (1); Ferreiros Vázquez, N. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRPR) del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla (HUMV) tiene su propio sistema de vigilancia dosimétrica de área basado en dosímetros termoluminiscentes TLD-100. Consiste en evaluar los niveles

de radiación externa colocando TLDs en puntos representativos de las instalaciones radiactivas del Servicio Cántabro de Salud (SCS), según el Real Decreto 783/2001.

El objetivo de este trabajo es detectar y analizar la variación de los niveles de radiación externa en distintas salas de mamografía entre 2018 y 2024 por todas las áreas del SCS, donde el personal de Categoría B trabaja dentro de la sala protegido por una mampara con un dosímetro del CND.

MATERIAL Y MÉTODOS

La vigilancia dosimétrica se realiza colocando TLDs en cada sala durante 4 semanas. Se dispone de un total de 769 TLD-100, un lector FIMEL LTM, horno PTW-TLDO para el tratamiento térmico e irradiador de ^{90}Sr para su calibración.

Las medidas de dosimetría de área se hacen en términos de dosis equivalente personal profunda $H_p(10)$ en mSv/mes, calculada en función de M (lectura del dosímetro), M0 (lectura de fondo), $N_{Q_0}^{H_p}$ (coeficiente de calibración) y $k_{Q,Q0}$ (factor de respuesta energética):

$$H_p(10) = N_{Q_0}^{H_p}(M - M_0)k_{Q,Q_0}$$

En este estudio se seleccionaron TLDs en 5 posiciones en 3 salas de mamografía del Programa de Detección Precoz de Cáncer de Mama (PDPCM), 1 del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla (HUMV), 1 del Hospital de Sierrallana y 2 en el Hospital de Laredo.

Para analizar las variaciones de los niveles de radiación externa, se comparan los datos de dosimetría de área con el nº de adquisiciones realizadas durante el periodo en que estuvieron colocados los TLDs. Esta información se exporta desde la plataforma Radimetrics de Bayer, dentro del Sistema de Información Dosimétrica de Cantabria.

RESULTADOS

Sala	Posición	Equivalente de dosis personal profunda $H_p(10)$ (mSv/mes)						
		2018	2019	2020	2021	2022	2023	2024
PDPCM CS Vargas	TLD nº1	5,5	2,3	0,9	1,9	4,4	3,5	4,1
	TLD nº2	0,1	F	F	F	F	F	F
	TLD nº3	1,3	1,0	0,4	1,0	1,9	1,1	1,1
	TLD nº4	0,7	0,4	0,1	0,3	0,7	1,1	0,8
	TLD nº5	0,2	F	F	F	0,1	F	0,1
PDPCM Unidad Móvil	TLD nº1	0,3	0,1	F	F	0,3	0,3	0,3
	TLD nº2	0,1	F	F	F	F	F	F
	TLD nº3	1,8	0,8	0,9	1,5	5,7	4,1	5,9
	TLD nº4	0,2	F	F	F	0,3	0,2	0,3
	TLD nº5	0,1	0,2	F	F	0,5	0,4	0,5
PDPCM CE Torrelavega	TLD nº1	0,8	0,1	F	F	0,1	0,9	1,5
	TLD nº2	F	F	F	F	F	F	F
	TLD nº3	1,3	0,1	0,8	F	0,1	1,1	2,7
	TLD nº4	F	F	0,4	F	0,1	0,6	1,2
	TLD nº5	0,1	F	F	F	F	F	F
HUMV Sala 26	TLD nº1	1,5	2,2	1,6	1,7	0,2	2,7	2,3
	TLD nº2	0,1	F	F	F	F	F	F
	TLD nº3	0,3	0,2	0,7	0,8	0,5	1,2	1,1
	TLD nº4	0,3	0,3	0,2	0,1	0,3	0,3	0,4
	TLD nº5	0,1	0,1	F	F	F	0,1	0,1
H. Sierrallana	TLD nº1	0,8	1,5	0,6	1,2	1,5	2,0	1,1
	TLD nº2	0,1	0,1	F	F	F	F	F
	TLD nº3	0,3	0,6	0,2	0,5	0,7	0,8	1,0
	TLD nº4	0,1	0,1	F	0,2	0,2	0,1	0,2
	TLD nº5	0,1	0,1	0,1	F	0,1	0,1	0,1
H. Laredo Sala 7	TLD nº1	0,3	0,6	F	0,7	3,5	0,8	3,3
	TLD nº2	F	F	F	F	F	F	F
	TLD nº3	F	F	F	F	F	F	0,2
	TLD nº4	0,1	0,7	F	0,5	2,3	0,8	1,8
	TLD nº5	F	F	F	F	F	F	F
H. Laredo Sala 8	TLD nº1	-	0,9	F	F	F	F	F
	TLD nº2	-	F	F	F	F	F	F
	TLD nº3	-	0,7	F	F	F	F	F
	TLD nº4	-	0,9	F	F	F	F	F
	TLD nº5	-	1,0	F	F	F	F	F

Sala	Tipo	Nº de adquisiciones						
		2018	2019	2020	2021	2022	2023	2024
PDPCM CS Vargas	2D	6118	5736	2165	333	563	423	597
	TS	0	0	0	2755	3148	3610	2961
PDPCM Unidad Móvil	2D	3244	2410	1931	154	212	28	60
	TS	0	0	0	1047	2373	688	775
PDPCM CE Torrelavega	2D	3235	0	2464	0	-	400	245
	TS	0	0	0	0	-	1144	1568
HUMV Sala 26	2D	2247	2043	2745	2248	793	533	930
	TS	1085	1052	1765	1247	910	1483	745
H. Sierrallana	2D	1532	1018	561	1318	99	111	744
	TS	65	657	528	1288	1010	1283	586
H. Laredo Sala 7	2D	-	461	85	684	391	132	515
	TS	-	215	32	417	2311	423	1029
H. Laredo Sala 8	2D	-	3383	12	1	0	0	0
	TS	-	0	0	0	0	0	0

Tabla. $H_p(10)$ medido en 5 posiciones de siete salas de mamografía del SCS (arriba) y nº de adquisiciones de mamografía 2D o tomosíntesis (TS) realizadas en cada caso (abajo). Fondo (F): lectura indistinguible de la debida al fondo natural.

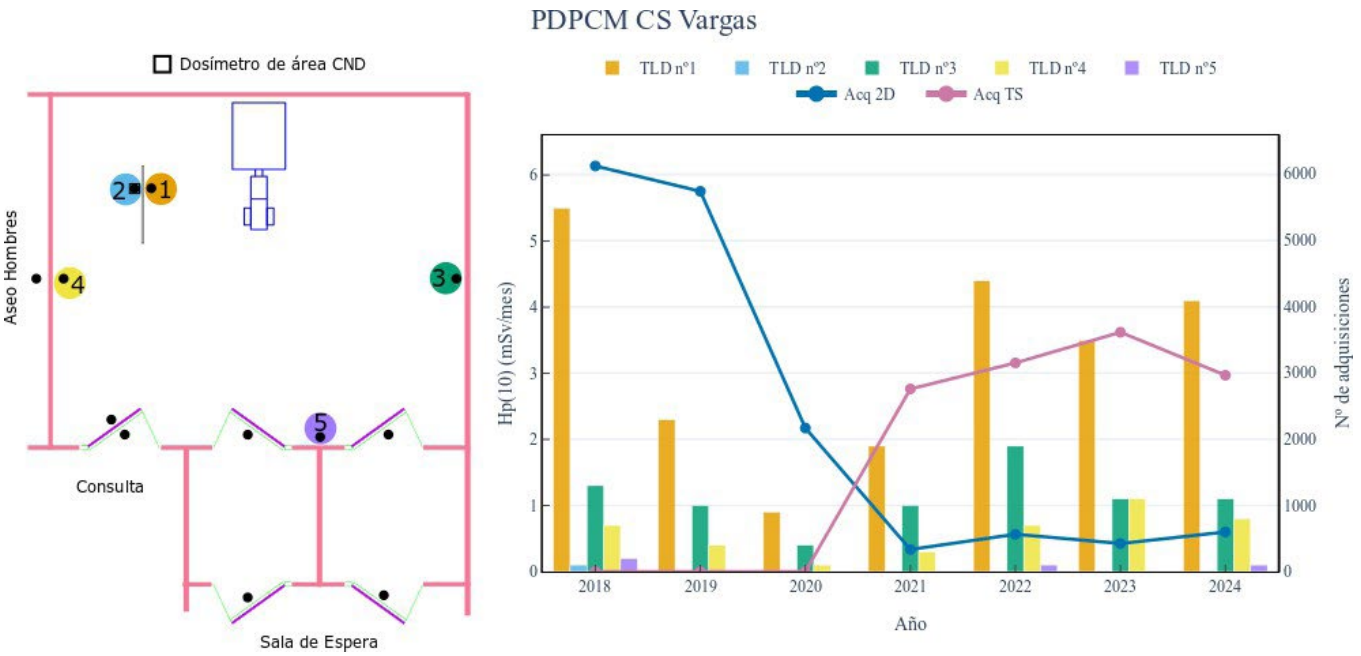


Figura. Plano de colocación de TLDs (izquierda) y evolución temporal de $H_p(10)$ y del nº de adquisiciones (derecha) en el CS Vargas.

DISCUSIÓN

La tabla muestra un aumento generalizado de dosis, especialmente en las salas del PDPCM (en amarillo), coincidiendo con un incremento en el uso de tomosíntesis y una reducción de mamografías 2D, como ilustra la figura del CS Vargas. Los puestos de Operador (TLD n°2) no superan 0,1 mSv/mes.

También se observan cambios en la carga de trabajo, como el traslado del PDPCM de CE Torrelavega a H. Sierrallana en 2021, influyendo en los valores registrados.

Finalmente, este sistema propio permite detectar deficiencias en el blindaje, como en la sala 8 de Laredo, donde en 2019 se reportaron dosis elevadas en áreas colindantes, conduciendo a su desuso en años posteriores.

CONCLUSIONES

Este sistema propio de TLDs conlleva una vigilancia exhaustiva y versátil, permitiendo medidas correctivas en un corto plazo de tiempo. Además, posibilita estudios retrospectivos para identificar cambios estructurales, de carga de trabajo o protocolos.

INTERCOMPARACIÓN ENTRE LABORATORIOS EUROPEOS PARA LA CALIBRACIÓN DE UN MULTÍMETRO DE CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X DE DIAGNÓSTICO

Camp Brunés, A. (1); Ginjaume Egido, M. (1); Mota Pérez, L. (1); Roig Costa, M. (1); Brodecki, M. (2); Boziari, A. (3); Toroi, P. (4); Živanović, M. (5)

(1) Institut de Tècniques Energètiques–Universitat Politècnica de Catalunya; (2) Nofer Institute of Occupational Medicine (NIOM); (3) Greek Atomic Energy Commission (EEAE); (4) Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK); (5) VINČA Institute of Nuclear Sciences–(VINS)

INTRODUCCIÓN

La participación periódica en intercomparaciones es uno de los requerimientos que deben cumplir los laboratorios acreditados de acuerdo a la norma ISO/IEC 17025. En este marco, se organiza una intercomparación entre cinco laboratorios europeos acreditados, para calibrar un multímetro utilizado en el control de calidad de equipos de rayos X (XMM). La calibración de estos equipos es esencial para garantizar que los generadores de radiación cumplen con los protocolos de calidad en radiodiagnóstico. Sin embargo, en Europa, no se había llevado a cabo hasta el momento este tipo de intercomparación.

El ejercicio, realizado durante los años 2022–2023, se organizó directamente por los participantes de acuerdo a la norma ISO/IEC 17043 y a la guía EA-4/21.

METODOLOGÍA

El equipo utilizado es un multímetro Raysafe modelo Xi con detectores para radiografía, fluoroscopia y mamografía.

Las magnitudes a calibrar son la tasa de kerma en aire y el kerma en aire para calidades RQR de diagnóstico convencional, el kerma en aire para calidades RQR-M de mamografía, la tensión del tubo de rayos X (practical peak voltaje, PPV) para todas las calidades escogidas y el tiempo de exposición.

La Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) participa en todas las magnitudes y calidades excepto en la medida del tiempo de exposición, en la que sólo participan dos laboratorios. Para las calidades de medida de diagnóstico convencional se utiliza un generador de rayos X Seifert modelo ISOVOLT 320HS y, para mamografía, un mamógrafo Siemens modelo MAMMOMAT 1000.

Para cada magnitud y calidad, los participantes determinan el factor de calibración y su incertidumbre asociada. La evaluación de resultados de los i participantes se realiza a partir del error normalizado, E_n, que se calcula comparando la medida de cada laboratorio con el valor de referencia (EURAMET RI(I)-S9), obtenido de acuerdo con Cox, 2002. Las medidas se consideran aceptables, dentro de las incertidumbres, para $E_n \leq 1$.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran una buena consistencia entre los participantes para las medidas de tasa de kerma en aire, kerma en aire y tiempo de exposición (como ejemplo, véanse los resultados para el kerma en la figura). Sin embargo, se observaron algunas dificultades en la medida de la tensión para RQR 2 y RQR 3. En el caso de la UPC, una nueva calibración del generador de alta tensión mediante un divisor de tensión externo, permitió revisar los valores de referencia de la tensión a bajas energías y obtener resultados consistentes en todas las magnitudes.

Esta intercomparación, además de analizar la consistencia entre laboratorios, muestra que los XMM podrían ser una alternativa a las cámaras de ionización en este tipo de ejercicios de comparación. El proyecto 22NRM01 TraMeXI financiado por EURAMET, tiene entre sus objetivos proponer recomendaciones para la calibración de los XMM y la organización de nuevas intercomparaciones.

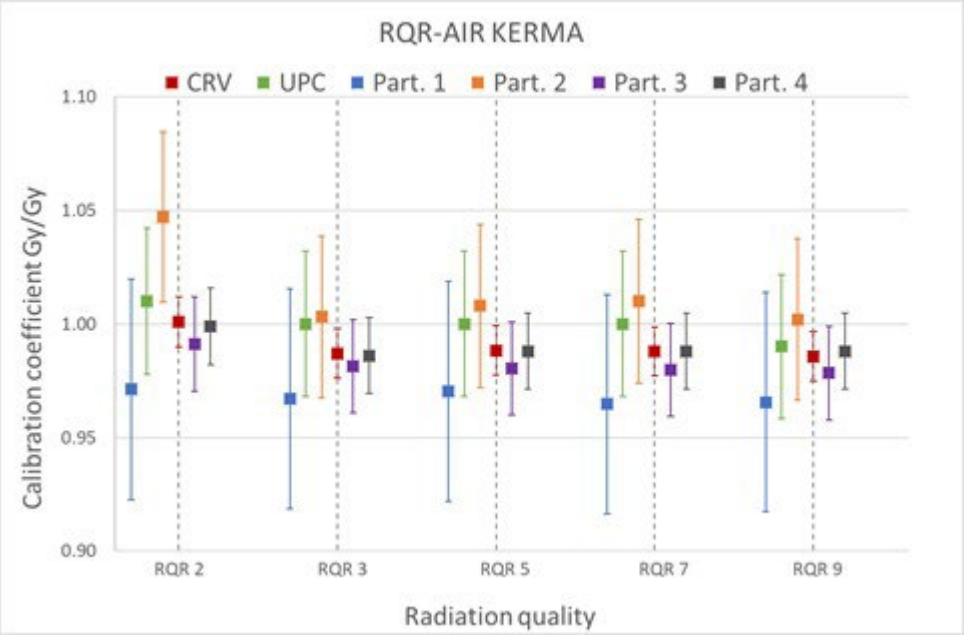


Figura: Valor de referencia (CRV) y factores de calibración, junto con su incertidumbre (k = 2), obtenidos por los distintos participantes para el kerma en aire en las calidades RQR.

DOSIMETRÍA Y ESPECTROMETRÍA DE NEUTRONES EN EL ÁREA EXPERIMENTAL DEL LÁSER VEGA DEL CLPU DURANTE UN EXPERIMENTO DE ACELERACIÓN DE PROTONES Y PRODUCCIÓN DE NEUTRONES

Domingo Miralles, C. (1); Álvarez, J. M. (2); Cives, A. M. (2); Ehret, M. (3); García, E. (2); Méndez, C. (2); Vladisavlevici, I. (3)
(1) Facultat de Ciències. Universitat Autònoma de Barcelona.; (2) Centro de Láseres Pulsados; (3) ELI-Beamlines

INTRODUCCIÓN

El Consorcio del Centro de Láseres Pulsados de Salamanca (CLPU) es una infraestructura científico-técnica singular. Su láser VEGA-3 es uno de los tres sistemas en el mundo con más alta capacidad de repetición (1 Hz), suministrando potencias de 1 PW con energías de hasta 30 J por disparo y una duración del pulso de 30 fs. Cuando los pulsos de un láser de estas características inciden sobre un blanco adecuado, se observa que aparecen ráfagas energéticas e intensas de iones que salen de la superficie no irradiada, de un modo similar a un haz de partículas de muy alta calidad. En particular, se observan haces de protones con energías de hasta varias decenas de MeV. Este mecanismo de aceleración de protones representa una aplicación muy prometedora del sistema láser, ya que hace posible acelerar protones con una infraestructura menos costosa que los aceleradores utilizados tradicionalmente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Durante el mes de junio de 2024 se realizó una campaña experimental en el CLPU para estudiar la producción de neutrones. Estos neutrones se originan en un blanco de Li sobre el que inciden los protones acelerados haciendo incidir los pulsos del láser VEGA-3 en un blanco de Al. El objetivo del experimento es estudiar las características del campo de neutrones originado de esta forma. Entre las características estudiadas se encuentran el espectro energético y la distribución angular de los neutrones producidos, así como los equivalentes de dosis ambiental debida a neutrones presentes en el área experimental. Estas medidas son de especial relevancia para la protección radiológica de la instalación. Los detectores utilizados en el marco del presente trabajo son el espectrómetro de esferas de Bonner del Grupo de Física de las Radiaciones de la Universitat Autònoma de Barcelona y los dosímetros de trazas basados en PADC (CR-39) del mismo grupo.

RESULTADOS PREVISTOS

Los resultados del experimento se están analizando. Se presentarán y discutirán los espectros obtenidos, así como las magnitudes integradas (fluencia y equivalente de dosis ambiental) que caracterizan los espectros obtenidos. También se presentarán las medidas obtenidas con los dosímetros de trazas y se comparará con los valores obtenidos en otras instalaciones. Finalmente, se presentarán las conclusiones del trabajo.

ARTEFACTOS EN LA VIGILANCIA DOSIMÉTRICA DE ÁREA DEBIDO A MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN

Rodríguez Cobo, C. (1); Ferreiros Vázquez, N. (1); Ropero Real, A. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Marqués Fraguela, E. (1); Cuesta Guerrero, I. (1); Fernández Lavín, N. (1); Del Amo Crespo, E. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

La determinación de la dosimetría de área en instalaciones radiactivas es pieza clave para la Protección Radiológica y la vigilancia de la salud, según lo recogido en el artículo 20.1 del Real Decreto 1029/2022 [1]. Esta dosimetría de área se puede realizar mediante dosimetría termoluminiscente.

La presencia de radioisótopos en materiales de construcción puede contribuir a la dosis recibida en una estancia determinada [2]. Se han evaluado dosis incongruentes con las fuentes de radiación en varios casos de dosimetría de área a lo largo de los últimos 4 años.

El objetivo de este trabajo es evaluar la influencia de los materiales de construcción sobre los dosímetros termoluminiscentes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las dosimetrías se realizaron con dosímetros TLD -100 Harshaw y el lector Fimel LTM, calibrados en equivalente de dosis Hp(10). La presencia de los dosímetros es de cuatro semanas depositados en bolsas de plástico en contacto con las superficies a evaluar.

Se ha procurado una muestra de baldosa de cerámica de 500 g de peso con dimensiones.20x20x0,5 cm de fabricación y características similares a las empleadas en la construcción del hospital. La baldosa ha sido examinada con un detector de contaminación Berthold LB 124 Scint en los modos de detección alfa y beta-gamma. Se han interpuesto láminas de PMMA y se ha reevaluado la presencia de actividad beta.

Se ha evaluado el caso hipotético de dosis en piel por contaminación extensa para el 238U según lo recogido por Delacroix en 2002[3]. Para este cálculo se omite el 222Rn ya que se considera que el gas no permanece atrapado en el material.

RESULTADOS

	Alfas		Betas			
	Fondo	Muestra	Fondo	Muestra	2mm PMMA	5 mm PMMA
Media cps	0,00	0,26	4,47	12,85	6,03	5,40
σ cps	0,00	0,07	1,16	1,36	0,58	0,43
A (Bq)	**2,64**		**24,21**			

Tabla 1. (Actividad aparente de la muestra detectada)

Servicio: Rad Central
Sala: 1 Densitometría — Clasificación: Vigilada
Fecha de colocación: 05/09/2022
Fecha de retirada: 03/10/2022
Dosímetro: FLi — Tanda: B — Lector: Fimel LTM

Punto nº	$H_p(10)$ *(mSv/mes)*	Punto nº	$H_p(10)$ *(mSv/mes)*
1	Fondo		
3	Fondo		
5	Fondo		
7	Fondo		
9	Fondo		
11	Fondo		
13	0'2		
15	Fondo		
17	Fondo		
19	Fondo		
21	Fondo		
23	Fondo		
25	Fondo		

Plano

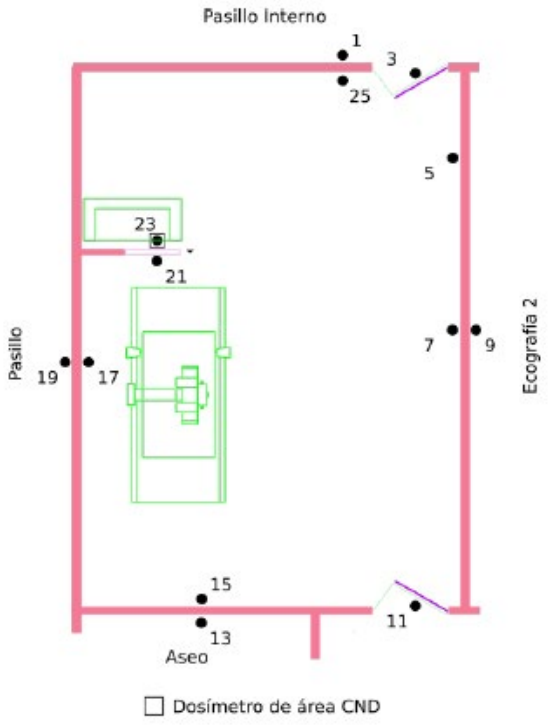


FIGURA 1. (Dosimetría de área de un densitómetro) Superficie del detector LB 124: 170 cm^2

Dosis de contaminación en piel (depósito uniforme):2,8 mSv/h por kBq

DISCUSIÓN

Se observa actividad apreciable por encima del fondo de medida cuando el detector en los casos de canal alfa y canal Beta. La emisión de las betas disminuye sensiblemente al interponer metacrilato.

El cómputo de la dosis superficial arroja valores similares a los observados por los dosímetros para la actividad superficial dada.

La dosis evaluada no debiera ser computada a efectos de protección radiológica dado el escaso alcance de las radiaciones consideradas.

CONCLUSIONES

Las dosis obtenidas en estos casos fueron debidas a emisores beta de escasa profundidad e intensidad. Ante la sospecha de este artefacto, se deben evaluar las trazas radiactivas de los materiales de construcción. Interponer metacrilato puede ser una solución de compromiso al realizar dosimetría con TLD sobre superficies de obra.

BIBLIOGRAFÍA

[1] Real Decreto 1029/2022, de 20 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes

L.S. Quindos, P.L. Fernández y J.Soto. Natural Radioactivity of Some Spanish Building Materials. The Science of the Total Environment / Volume 68 / p.181-3637.

Delacroix, D., Guerre, J.P., Leblanc, P., Hickman, C. (2002). Radionuclide and Radiation Protection Data Handbook (2a ed.). Ashford, Kent: Nuclear Technology Publishing. Johnson,

DISMINUCIÓN DE LA RESPUESTA DE TLD-100 CON EL USO CONTINUADO EN DOSIMETRÍA DE ÁREA Y VIGILANCIA

Rodríguez Cobo, C. (1); Ferreiros Vázquez, N. (1); Ropero Real, A. (1); Marqués Fraguela, E. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Pedrosa Delgado, C. (1); Fernández Lavín, N. (1); Cuesta Guerrero, I. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

La dosimetría termoluminiscente con piezas sólidas TLD-100 de LiF es un método validado para estimar la dosis recibida a lo largo del tiempo [1]. La capacidad de reutilización de los dosímetros hace posible un uso prolongado de estos sistemas a lo largo del tiempo. Sin embargo, existen efectos de envejecimiento, bien producidos por la propia exposición a la radiación repetidamente, o efectos puramente mecánico-térmicos que causan desgaste y ennegrecimiento de los materiales que constituyen este conjunto de detección.

El objetivo de este trabajo es realizar un análisis retrospectivo de los dosímetros TLD-100 Chip marca Thermo Fisher Scientific (USA) empleados en el servicio durante un periodo de 19 años haciendo uso de los valores de constancia de la calibración determinados en un irradiador basado en una fuente de 90Sr calibrada modelo H 15215 (PTW, Alemania, 2004)

MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se realizaron con dosímetros TLD-100 Harshaw y el lector Fimel LTM, calibrados en equivalente de dosis Hp(10) en muestras de 10 dosímetros más 10 dosímetros de fondo. Previamente estos dosímetros se radiaron por un tiempo conocido (de 60 a 300 segundos) y se procedió a su lectura y análisis para comprobar la estabilidad del patrón.

Las lecturas obtenidas a lo largo de los años fueron normalizadas a un tiempo de irradiación estándar de 60 segundos, y se aplicó una corrección por decaimiento del patrón de estroncio (T1/2 =28,74 años).

La reorganización de Tandas TLD fue considerada a la hora de representar los datos.

Se estimó la pérdida lineal de señal por año y tanda mediante regresión lineal. Se comparó el coeficiente de sensibilidad de cada tanda aHP (medido en µSv-1) con el coeficiente de sensibilidad alim estimado por el límite de detección de Currie [2] dada por las medidas de fondo realizadas en 2024 durante todo el año (alim= LD/0,1mSv). Se estimó que número de años harían falta para alcanzar la sensibilidad límite.

RESULTADOS

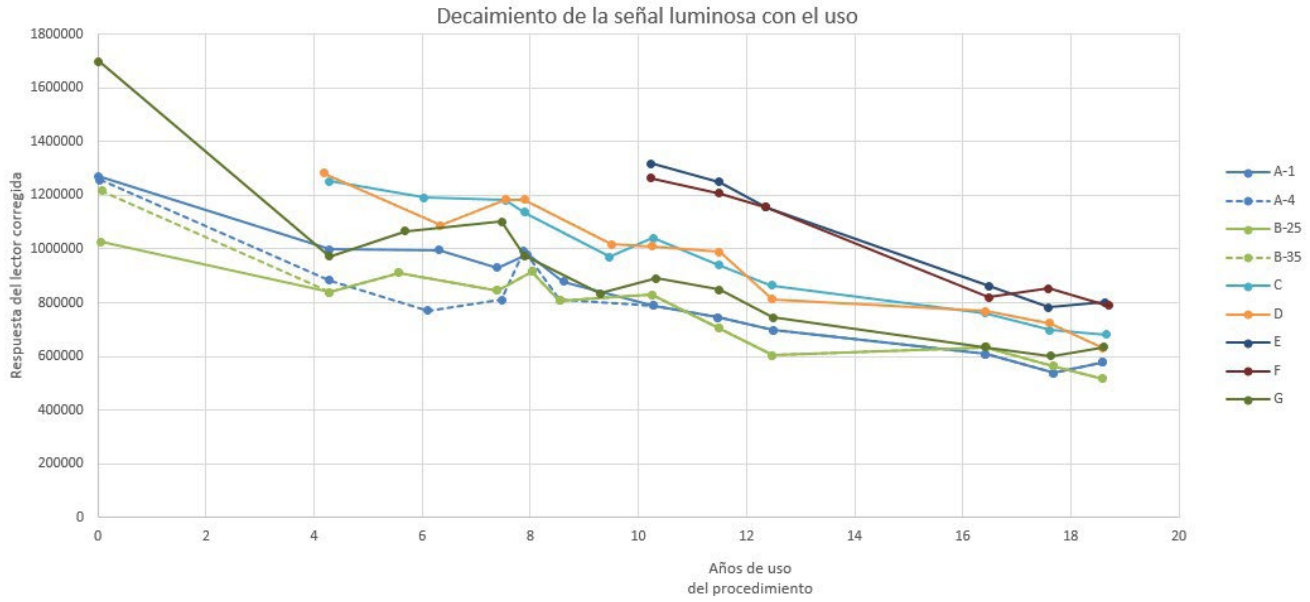


FIGURA 1. (Decaimiento de la señal para las tandas observadas. Nótense subtandas)

Tanda	A	B	C	D	E	F	G
ahp	2,8	2,9	3,5	3,5	3,9	3,7	2,9
Pérdida por año(%)	-2,99%	-2,74%	-3,34%	-3,38%	***-5,14%***	***-4,72%***	-3,42%
alim	2,8	2,8	2,8	2,8	2,8	2,8	2,8
Años restantes	***-0,38***	1	6	6	5	5	1
Años de servicio	19	19	14	14	10	10	19
Vida total Estimada	18,62	19,86	19,71	19,64	***15,33***	***14,97***	19,69

TABLA 1. (Pérdida por año y estimación de vida útil de cada tanda)

DISCUSIÓN

Se observa en general una pérdida asumible al 3% de señal por año en la mayoría de las tandas salvo las tandas E y F. La linealidad de las tandas recombinadas A, B, y G es menor que la de las tandas puras. Las tandas E y F presentan un mayor desgaste debido al mayor número de ciclos a las que fueron sometidas.

La utilidad de la tanda A debería ser reevaluada.

En general es esperable, en condiciones de trabajo habitual que la vida útil de una tanda dure alrededor de 19 años.

CONCLUSIONES

Los dosímetros TLD-100 presentan una vida media útil larga en torno a 19 años. Se puede estimar una pérdida por año en torno al 3%. El uso intensivo acelera este proceso.

BIBLIOGRAFÍA

OIEA, TRS 457: DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY: AN INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE.

GLENN F KNOLL "RADIATION DETECTION AND MEASUREMENT" -4ª ED. WILEY. (NY, USA).

EVALUACIÓN DE LA EFICIENCIA DE RETENCIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN DE LAS MASCARILLAS AUTOFILTRANTES (RADON_MASK)

Grossi, C. (1); Pino Gonzalez, D. (1); Vargas Drechsler, A. (1)
(1) Universitat Politècnica de Catalunya

INTRODUCCIÓN

El Reglamento sobre Protección de la Salud contra los riesgos derivados de la exposición a las Radiaciones Ionizantes declara que: "cuando en un lugar de trabajo haya zonas con concentraciones de radón en aire que, en promedio anual, superen el nivel de referencia de 300 Bq m-3, el titular de la actividad laboral deberá tomar las medidas oportunas para reducir las concentraciones y/o el tiempo de exposición al radón". Sin embargo, hay situaciones donde esto no es posible, por lo que una opción sería recurrir al uso de Equipos de Protección Individual, como por ejemplo mascarillas FFP2/FFP3, para el personal expuesto.

Los estudios realizados hasta la fecha, muestran una alta eficiencia de retención del material de las mascarillas de los descendientes del radón, pero esta evidencia científica no es todavía suficientemente concluyente. El proyecto Radon_Mask, financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear (Subvenciones I+D+i 2024) pretende:

- Estudiar la eficacia frente a la progenie del radón adherida y libre de las mascarillas autofiltrantes bajo condiciones reales, incluyendo diferentes: condiciones climaticas, concentraciones y tamaños de las partículas de aerosol, concentraciones de radón y finalmente presencia de ventilación forzada.
- Cuantificar, para los diferentes escenarios estudiados, la posible reducción de la dosis absorbida en el pulmón en función del tipo de mascarilla utilizada y de los parámetros determinados experimentalmente del modelo dosimétrico de la ICRP.
- Definir protocolos de uso óptimos para la utilización de las mascarillas y compartirlos con la comunidad científica y con la sociedad española.

MATERIAL Y MÉTODOS

El proyecto Radon_Mask se realizarà durante el 2024-2027, utilizando:

- La cámara de radón de la UPC qué, en el pasado proyecto: 'Aplicación de la ICRP 137 Parte 3 a la evaluación de dosis por radón en lugares de trabajo con condiciones extremas', se actualizó para medir concentración de la progenie de vida corta de radón, de su factor de equilibrio con el radón, de su fracción libre, de la concentración de partículas en el aire y de su espectro dimensional (Figura 1);
- Un sistema de medida de los descendientes de radón integrado en el maniquí facial que se diseñará y construirá en el proyecto;
- El programa para el cálculo de la dosis por la inhalación de descendientes de radón en cualquier condición ambiental. Este programa, basado en el desarrollo de Nikezic y Yu (2001) de acuerdo con el modelo del tracto respiratorio de ICRP 66, fue ampliado de acuerdo con ICRP 137 y con una interfaz amigable.

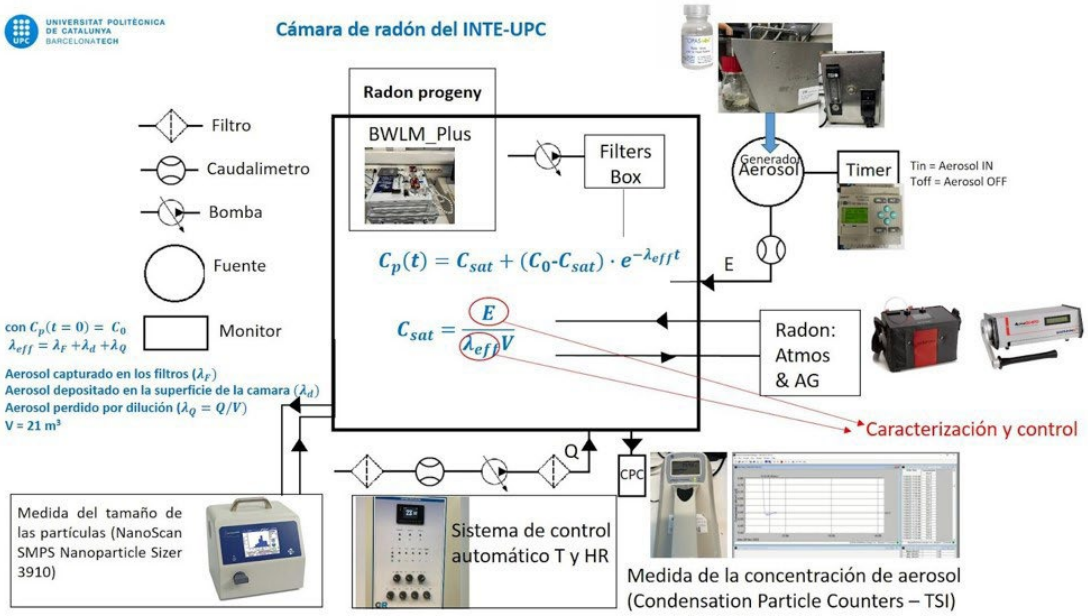


FIGURA 1. Esquema de la configuración actual de la cámara de radón tipo 'walking-in' de la UPC.

RESULTADOS PREVISTOS Y CONCLUSIONES

Los resultados de las exposiciones en la cámara se analizaran juntamente con los resultados del código de cálculo dosimétrico para cuantificar la reducción de dosis obtenida con la utilización de las mascarillas en cada escenario. Se pretende organizar un Workshop abierto a personal experto del sector de radioprotección donde se mostrarán los resultados del proyecto Radon_Mask y se presentará la Guía de Buenas Prácticas.

PROYECTO EURAMET GUIDERADPROS: ARMONIZACIÓN, ACTUALIZACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE LA NORMA ISO 4037 DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA FOTONES DE RAYOS X

García Mulas, C. (1); Scientist, S. (2); Kržanović, N. (3); Kowatari, M. (4); Živanović, M. (5); Hupe, O. (6); Zutz, H. (6); Sousa Ferreira, M. (7); Boziari, A. (8); Avilés Lucas, P. (1); Campo Blanco, X. (1); Cornejo Díaz, N. A. (1); Embid Segura, M. (1); Borrego Ramos, M. (1)
(1) CIEMAT; (2) Physikalisch-Technische Bundesanstalt; (3) Vinča Institute of Nuclear Sciences; (4) National Institute for Quantum Science and Technology (QST); (5) Vinča Institute of Nuclear Sciences–National Institute of thе Republic of Serbia, University of Belgrade; (6) Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB); (7) Portuguese Institute for Quality/ Metrology Department/ Qualification and Regulatory Unit; (8) Greek Atomic Energy Commission

INTRODUCCIÓN

Este trabajo se enmarca en las investigaciones realizadas por el proyecto EURAMET 22NRM07 GuideRadPROS entorno a la revisión de las normas ISO 4037. La serie de normas ISO 4037 describe los requisitos y procedimientos para establecer los campos de referencia de fotones y los procedimientos de calibración de dosímetros en el ámbito de la protección radiológica. En 2019, las cuatro partes de la ISO 4037 fueron actualizadas, introduciendo muchos cambios. Los nuevos requisitos son a veces muy complicados de implementar incluso para los Laboratorios Nacionales de Metrología. Existe por lo tanto un riesgo de que no se pueda ejecutar la norma, así como una necesidad de reducir los costos y la carga de trabajo requerida para su implementación. El Laboratorio Nacional de Metrología de Referencia

de rayos x en Niveles de Protección Radiológica del CIEMAT (que ha desarrollado la página web del proyecto: https://lmri-met.github.io/sites-guideradpros/) forma parte de este proyecto de investigación y entre sus objetivos está la revisión de los rangos de aplicación de los requisitos de la norma ISO 4037 (2019), de los coeficientes promedio de conversión de kerma en aire a equivalente de dosis, así como la armonización de los procedimientos de espectrometría y la determinación de las incertidumbres asociadas.

METODOLOGÍA

El Laboratorio Nacional de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT ha desarrollado una metodología para la caracterización (con trazabilidad metrológica) de los haces de rayos x con objeto de implementar la norma ISO 4037 de 2019. Este método utiliza

un espectrómetro de fotones con un cristal de Ge ultrapuro. La espectrometría se usó para establecer las calidades de radiación y determinar los coeficientes promedio de conversión de kerma en aire a las magnitudes operacionales de protección radiológica. El CIEMAT está desarrollando además métodos computacionales basados en técnicas Monte Carlo para la estimación de las incertidumbres asociadas a los coeficientes de conversión promedio. En el proyecto se están elaborando en paralelo guías y material de formación para orientar a los laboratorios de calibración en el desarrollo de sus métodos espectrométricos.

RESULTADOS

El personal investigador del Laboratorio Nacional de Metrología de Radiaciones Ionizantes ha desarrollado parte de la formación práctica que se impartirá en mayo de 2025 en el Laboratorio Nacional de Metrología de Radiaciones Ionizantes griego (EEAE, Atenas).

EL LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGÍA DE REFERENCIA

de rayos x en Niveles de Protección Radiológica del CIEMAT ha caracterizado mediante espectrometría los haces de radiación de las series L, N, W y H según la norma ISO 4037 (figura 1) y está desarrollando un programa en Python para el cálculo de incertidumbres en las magnitudes operacionales.

CONCLUSIONES

El trabajo desarrollado proporcionará las bases para la futura revisión de la ISO 4037 incluyendo los coeficientes de conversión de kerma en aire a las magnitudes operacionales. Los resultados han mejorado la trazabilidad metrológica a los patrones nacionales y están ayudando en la capacitación de los institutos de metrología emergentes.

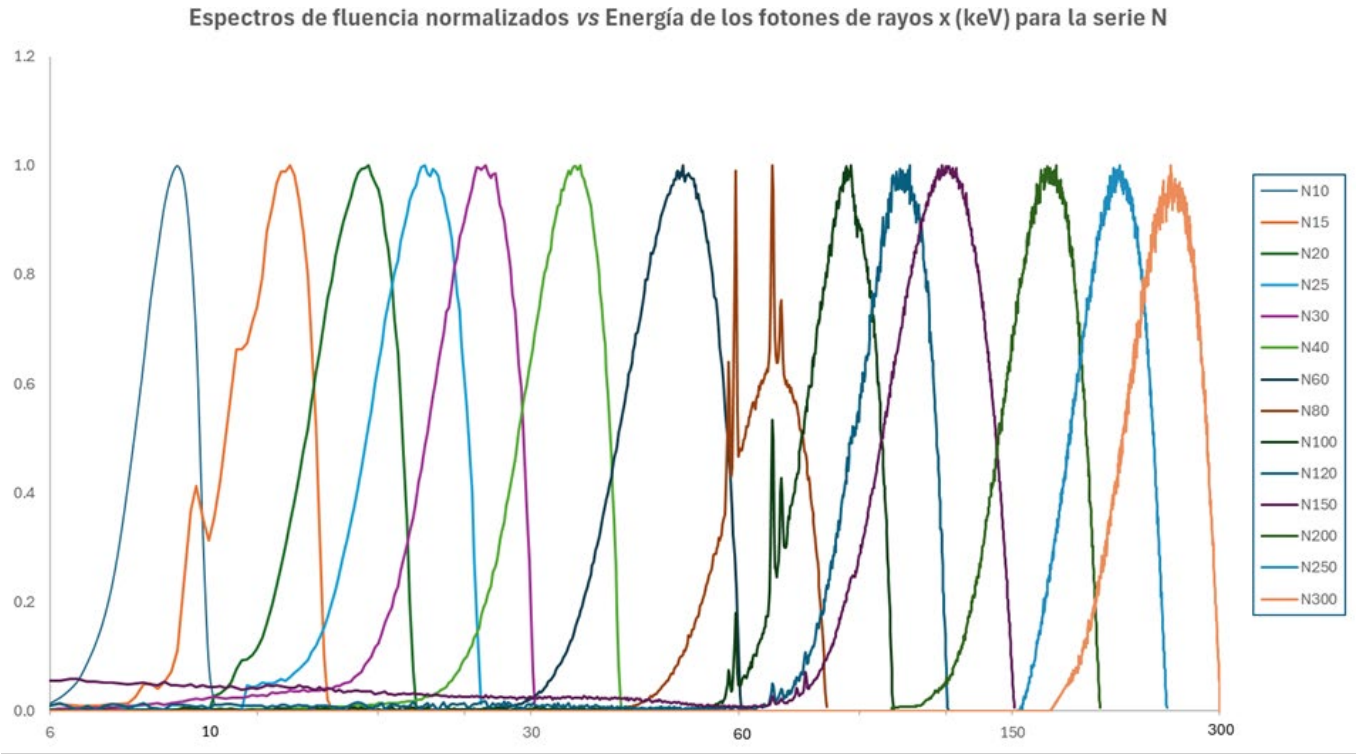


FIGURA 1. Espectros característicos de las calidades N caracterizados por el Laboratorio Nacional de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT

Acknowledgement: The project (22NRM07 GuideRadPROS) has received funding from the European Partnership on Metrology, co-financed from by the European Union's Horizon Europe Research and Innovation Programme and by the Participating States. Funded by the European Union. Views and opinions expressed are, however, those of the author(s) only and do not necessarily reflect those of the European Union or EURAMET. Neither the European Union nor the granting authority can be held responsible for them.

DETECTORES AMBIENTALES DE NEUTRONES PARA USO EN UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA: CALIBRACIÓN, VERIFICACIÓN OPERACIONAL, INCERTIDUMBRES, Y COMPARACIÓN CON SIMULACIONES MONTE CARLO

Martínez Francés, E. (1); Morán Velasco, V. (1); Méndez Villafañe, R. (2); Soria Ruíz-Ogarrio, L. (1); Arenas Vicente, J. (1); Parla Rodríguez, S. (1); Martí Climent, J. M. (3)

(1) Clínica Universidad de Navarra (sede Madrid); (2) Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas; (3) Clínica Universidad de Navarra (sede Pamplona)

INTRODUCCIÓN

En las instalaciones de protonterapia se generan campos neutrónicos con un amplio rango energético (0.025 eV-230 MeV), por tanto, la monitorización de neutrones es esencial para la protección radiológica. Este estudio tiene como objetivos: (1) evaluar la calibración de varios detectores de neutrones utilizando dos fuentes, (2) calcular las incertidumbres del método de verificación operacional y evaluar su robustez, y (3) caracterizar el método de verificación mediante Monte Carlo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron dos tipos de detectores de neutrones de rango extendido, WENDI (W) y LUPIN (L), calibrados frente a ^{241}Am-^{9}Be (1-10 MeV) y ^{252}Cf (100 keV-10 MeV) en el Laboratorio de Patrones Neutrónicos del CIEMAT. La instalación de protonterapia cuenta con 6 detectores para monitorización ambiental (5W+1L). Para la verificación de los detectores y análisis de incertidumbres se generaron dos campos neutrónicos: spot único a máxima energía e irradiación de un cubo 10x10x10 cm^3, en un medio dispersor de PMMA (30x30x60 cm^3). Se hallaron las incertidumbres globales de ambos detectores considerando las incertidumbres: estadística, posicionamiento, protones entregados y respuesta del detector. La incertidumbre determinará los límites de investigación (valores entre k=2 y k=3) e intervención (valores por encima de k=3). Se analizaron los resultados semestrales. Se modeló el búnker de protonterapia (*Figura 1*) en TOPAS y se caracterizaron los detectores para comparar los resultados experimentales con los calculados.

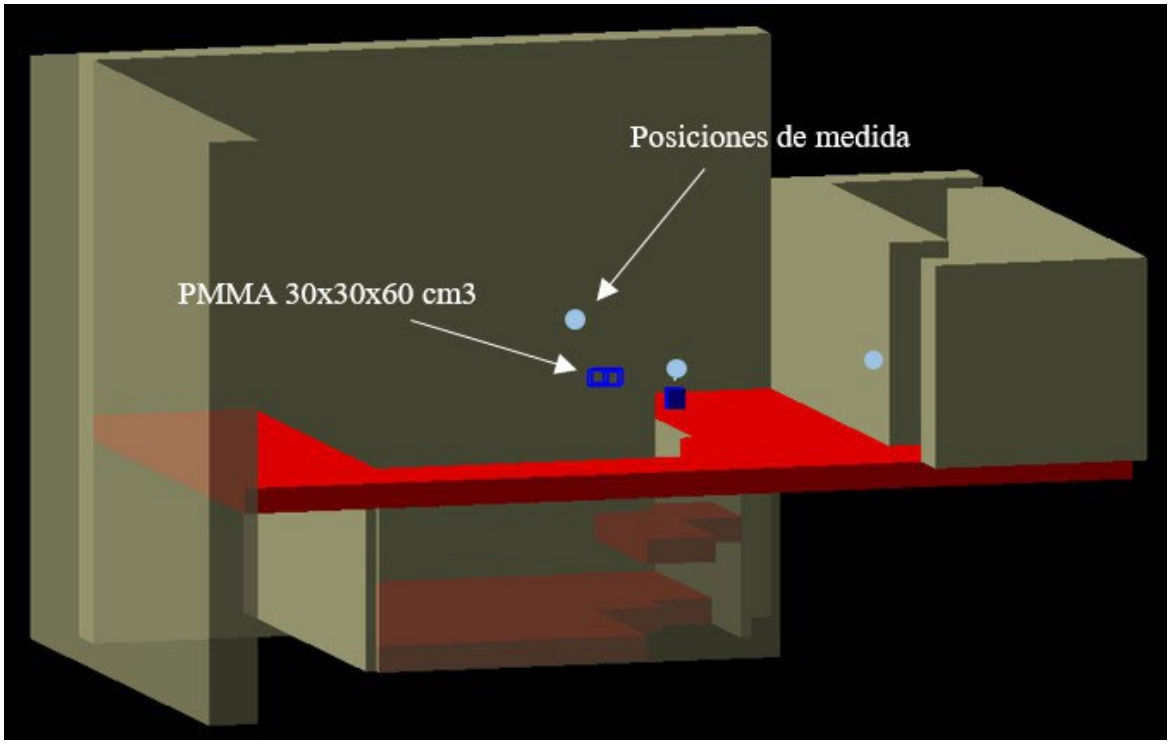


Figura 1. Vista esquemática del modelado de la sala de tratamiento de protonterapia en TOPAS.

RESULTADOS

El factor de calibración de W coincidió con los valores del fabricante, mientras que para L se observó una discrepancia del 19% (^{241}Am-^{9}Be). La incertidumbre encontrada para ambos detectores es de 13.1% (k=2). Se define el intervalo de investigación (13.1% -17.2%) y el

nivel de intervención (>17.2%). La FIGURA 2 muestra la evolución temporal de los resultados obtenidos. Las medidas experimentales coinciden con TOPAS, dentro de un 61%.

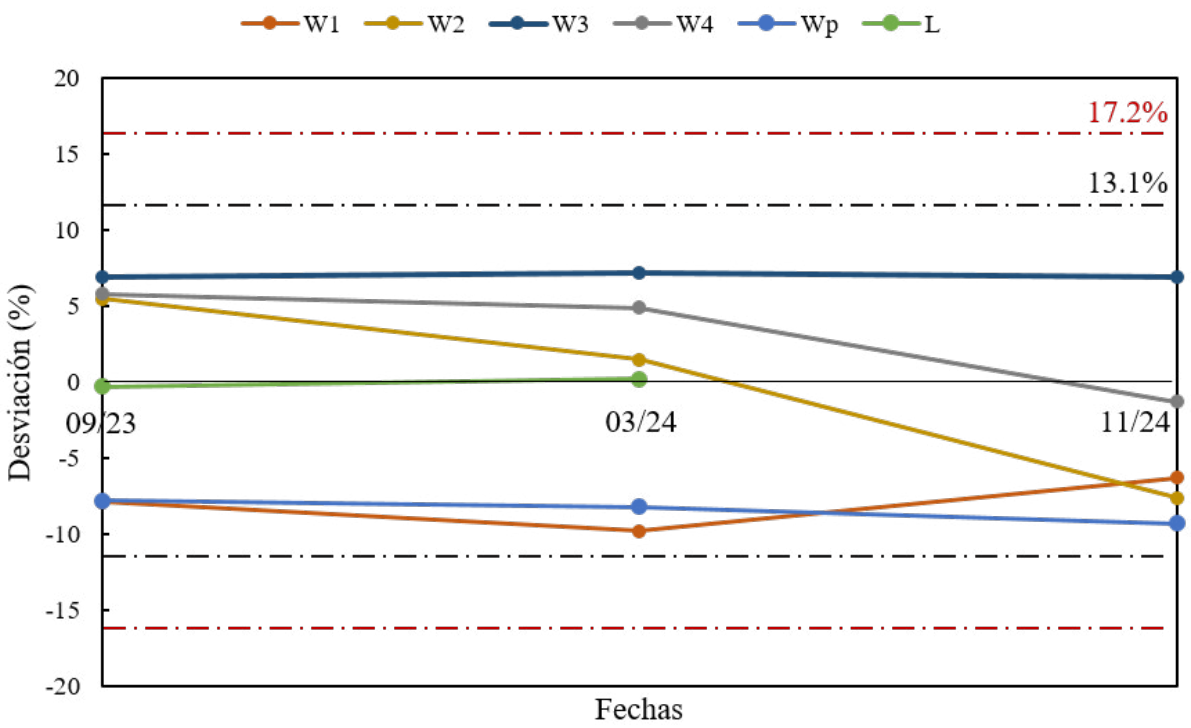


FIGURA 2. Evolución temporal de los resultados de la verificación de detectores.

DISCUSIÓN

Las incertidumbres obtenidas son similares a las encontradas por otros: 20% para el W [1] y 7% (k=1) para L [2]. El método de verificación empleado cubre todo el rango energético neutrónico de una instalación de protonterapia y es un método robusto (IEC 61005:2014). Las discrepancias encontradas entre las medidas experimentales y TOPAS concuerdan con estudios previos [1], que muestran diferencias de hasta el 60% entre las simulaciones MCNPX y W.

CONCLUSIONES

Es necesario calibrar los detectores en laboratorios acreditados. Se recomienda utilizar el método empleado en este estudio para verificar detectores de neutrones pues es suficientemente robusto, y permite realizar un cálculo de incertidumbres sencillo. Las simulaciones Monte Carlo, considerando sus incertidumbres para neutrones, son un respaldo de los resultados experimentales.

REFERENCIAS

DE SMET V ET AL. NEUTRON H*(10) INSIDE A PROTON THERAPY FACILITY: COMPARISON BETWEEN MONTE CARLO SIMULATIONS AND WENDI-2 MEASUREMENTS. RADIAT PROT DOSIMETRY. 2014;161:417–21

DE SAINT-HUBERT M ET AL. SECONDARY NEUTRON DOSES IN A PROTON THERAPY CENTRE. RADIAT PROT DOSIMETRY. 2016;170:336–41.

ESTUDIO Y COMPARACIÓN DE LOS TIEMPOS DE RESPUESTA DE DOS DETECTORES DE RADIACIÓN AMBIENTAL

Pons Polo, G. (1); Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Márquez Pavo, L. (1); Mancha Mateos, P. J. (1); Baena Porras, M. (1); Rodriguez Alarcón, C. (1); Roberto Domínguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

En el campo de la radiología y la protección radiológica, la medición precisa de la radiación ambiental es fundamental para garantizar la seguridad de los profesionales y pacientes expuestos a radiaciones ionizantes. Dado que los equipos de radiodiagnóstico

suelen tener tiempos de disparo muy cortos, es crucial contar con detectores que puedan estabilizarse rápidamente para obtener mediciones fiables en tiempos breves.

Este estudio tiene como objetivo realizar una comparación entre dos detectores de radiación ambiental calibrados en H*(10) de la marca RaySafe. Se busca identificar cuál de los dos detectores es más adecuado para su uso en los controles dosimétricos de equipos de radiodiagnóstico, considerando su capacidad de respuesta ante exposiciones de corta duración.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los dos detectores para comparar fueron el RaySafe 453 y la sonda X2 Survey Sensor.

En una sala de RX convencional, se midió la tasa de dosis (mSv/h) a 1 metro, producida por la dispersión de fotones de RX en un espesor de 20 cm de PMMA, utilizando tiempos de disparo cortos (menos de 2 segundos). Las mediciones se realizaron con la técnica de 80 kVp y 200 mA, con una distancia foco-dispersor de 1 m. Además, con el fin de evaluar tiempos de adquisición más largos, se midió con un vial de Tc-99m de 10 mCi la tasa de dosis a 1 metro debido a la emisión de fotones gamma, para tiempos de exposición más mayores de 2 segundos.

Por otro lado, se realizó la dosimetría de área en una sala de RX convencional y en un TC, con tiempos de disparo de 0.5 s y 5 s, respectivamente, utilizando técnicas de 80 kVp, 200 mA en la sala de RX y 120 kVp, 155 mA en el TC.

RESULTADOS

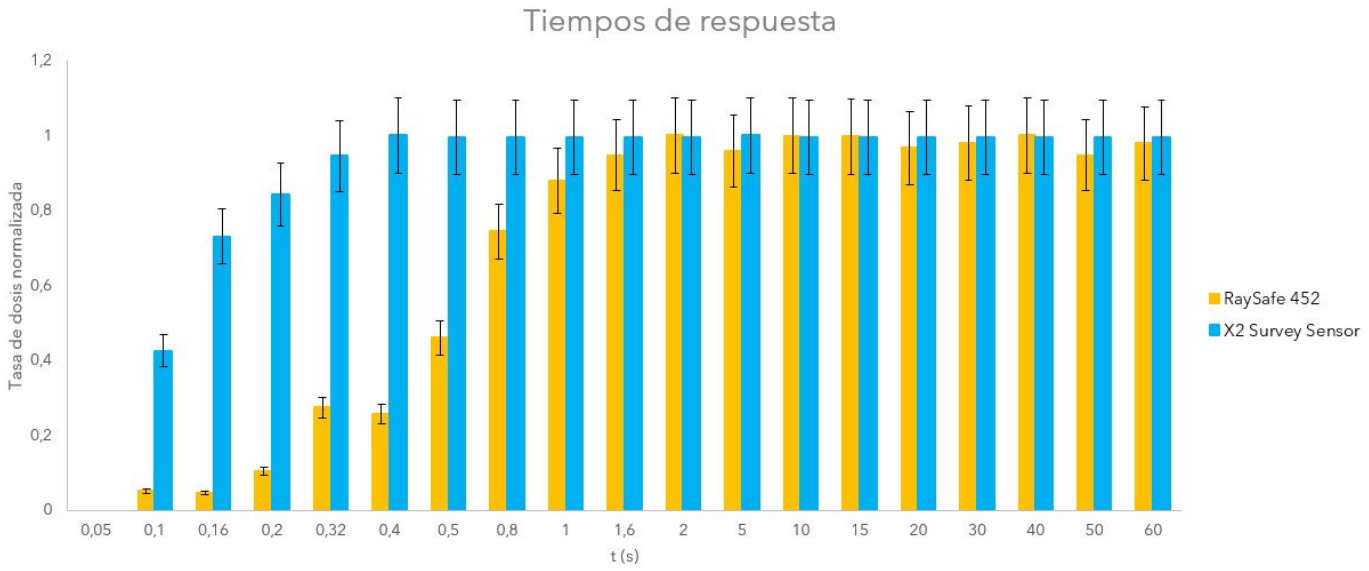


Fig. 1 Se muestran las tasas normalizadas medidas con ambos detectores para distintos tiempos de adquisición.

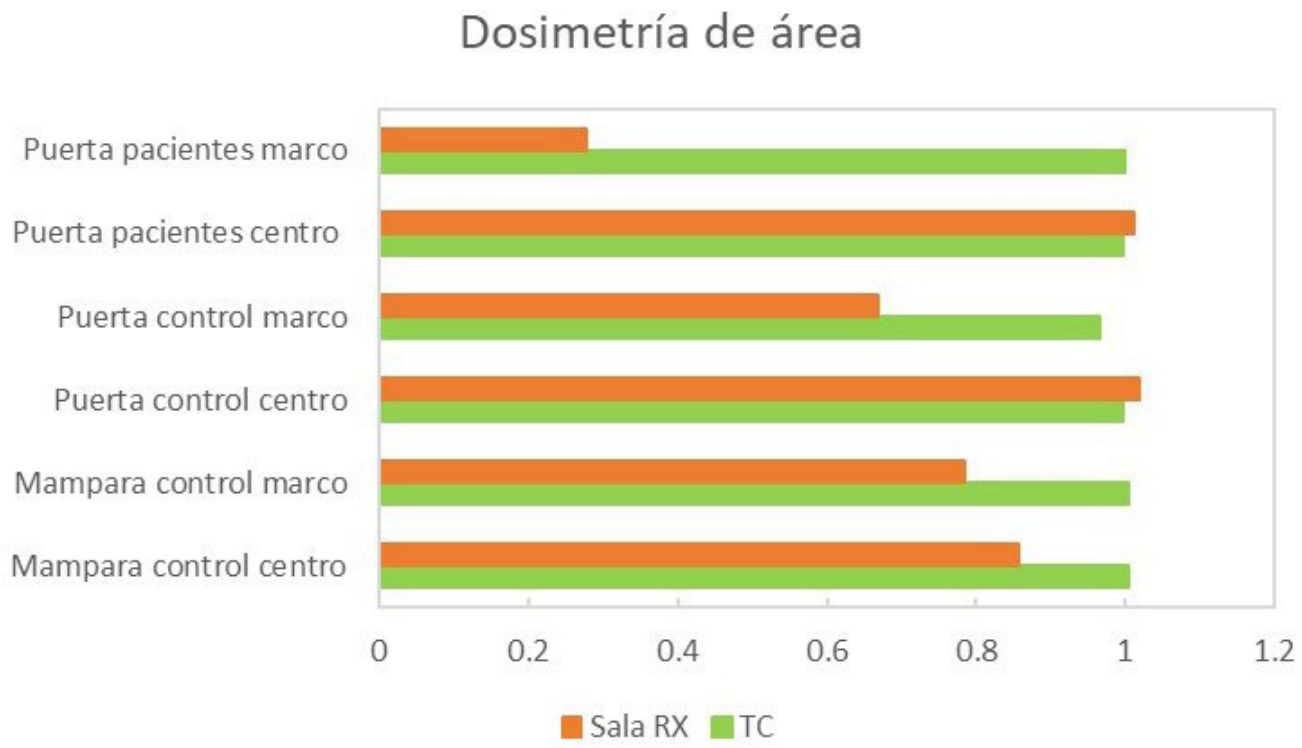


Fig. 2 Se representa el cociente de las tasas medidas con ambos detectores, en las dosimetrías de área realizadas en la sala de RX convencional (con tiempos de disparo de 0.5 s) y en la sala del TC (con tiempos de disparo de 5 s).

DISCUSIÓN

El tiempo de estabilización de la sonda de radiación X2 Survey Sensor es sensiblemente menor que el del RaySafe 452. En la Fig. 1 se puede apreciar que se alcanza el 95% de la tasa de dosis de estabilización a 320 ms y 1600 ms respectivamente.

En la Fig. 2 se aprecia que, en la dosimetría de área del TC, las tasas medidas con ambos detectores son más coincidentes que en la sala de RX convencional. Esto es debido a que el RaySafe 452 no tiene tiempo para estabilizarse con disparos cortos.

CONCLUSIONES

La sonda de radiación X2 Survey Sensor es más apropiada para realizar los controles de los equipos de radiodiagnóstico, especialmente los convencionales, debido a su menor tiempo de estabilización.

ESTUDIO DEL EFECTO PIEZOELECTRICO EN EL TEJIDO OSEO DEBIDO A LAS TASAS DE DOSIS DE RADIACIÓN EN RADIOTERAPIA Y APLICACIONES EN DOSIMETRIA

Suárez Sánchez, G. (1)
(1) Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco

INTRODUCCION

La radioterapia es una de las principales modalidades de tratamiento de diferentes tipos de cáncer, donde se emplean rayos X de alta energía para destruir células tumorales. A lo largo de este tratamiento, las dosis de radiación impactan los tejidos biológicos y uno de los tejidos que recibe una dosis considerable es el hueso. El hueso, como material biológico, presenta propiedades mecánicas y piezoeléctricas que lo hacen susceptible a la generación de cargas eléctricas cuando se somete a tensiones mecánicas.

Este trabajo tiene como objetivo investigar la relación entre la dosis de radiación aplicada en radioterapia y la electricidad generada en los huesos a través del fenómeno piezoeléctrico. Se busca entender cómo los rayos X de alta energía, puede inducir una respuesta piezoeléctrica en el tejido óseo y cómo esto puede ser utilizado para desarrollar un biosensor para medir las dosis de radiación administradas.

MATERIALES Y MÉTODOS

La investigación sobre la relación entre la piezoelectricidad del hueso y las tasas de dosis de radiación se llevó a cabo en cuatro pasos clave:

1. Obtención y preparación de las muestras

   Se utilizó un fémur de una vaca recién sacrificada, el cual fue cortado con el fin de obtener muestras. En total, se obtuvieron cuatro muestras de tejido óseo. Tres de estas muestras fueron sometidas a radiación, mientras que la cuarta fue utilizada como muestra de control.

2. Planificación y aplicación de la dosis de radiación

   La irradiación se realizó utilizando dos tipos de radiación:
   Fotones de 6 MV: Las dos primeras muestras fueron irradiadas con fotones de energía (6 MV) recibiendo dosis de 40 Gy y 70 Gy, respectivamente.
   Electrones de 6 MeV: La tercera muestra fue irradiada con electrones de energía (6 MeV), recibiendo una dosis total de 50 Gy.

3. Irradiación y calibración de dosis

   Se utilizaron unidades monitor para calibrar el acelerador lineal de radioterapia Varian modelo Clina 2100 CD, con el fin de asegurar que las dosis de radiación entregadas fueran precisas.

4. Análisis microscópico

   El microscopio utilizado fue un Quanta 200. El análisis SEM permitió identificar la presencia de microfracturas en el tejido óseo irradiado, con mayor incidencia observada en el centro del campo de irradiación, sugiere una relación entre las microfracturas y la dosis de radiación absorbida por las muestras.

RESULTADOS

Los principales hallazgos fueron:

- Alteraciones estructurales
- Modificación en la composición química
- Efecto de la dosis de radiación
- Comparación con la muestra de control

Estos resultados proporcionan evidencia de los cambios inducidos por la radiación en el tejido óseo.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio evidencian alteraciones estructurales en el tejido óseo irradiado, sugiere un impacto directo de la radiación en sus propiedades físico-químicas.

Estos hallazgos tienen varias implicaciones:

1. Impacto en la biofísica del tejido óseo
2. Posibles aplicaciones en dosimetría
3. Relevancia en tratamientos de radioterapia

CONCLUSIONES

En conclusión, este estudio abre nuevas líneas de investigación en biofísica y dosimetría, explorando el potencial del efecto piezoeléctrico óseo como herramienta para la detección y monitoreo de dosis de radiación en aplicaciones médicas.

INCERTIDUMBRE DE HP(3) EN DOSIMETRÍA PERSONAL DE CRISTALINO

Mas Muñoz, I. (1); Pujades Claumarchirant, M. C. (1); Soriano Cruz, Á. (1); Vilar Palop, J. (1); Lusa Agüero, T. (1)
(1) Centro Nacional de Dosimetría

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio es evaluar la incertidumbre de las medidas del equivalente de dosis $H_p(3)$ proporcionadas por los dosímetros de cristalino del Centro Nacional de Dosimetría (CND).

MATERIAL Y MÉTODOS

Los dosímetros de cristalino del CND están constituidos por un único detector cuadrado termoluminiscente modelo EXTRAD TLD-100 (Thermo Fisher) de LiF:Mg,Ti. Al detector se le añaden dos filtros y se coloca en una funda estanca.

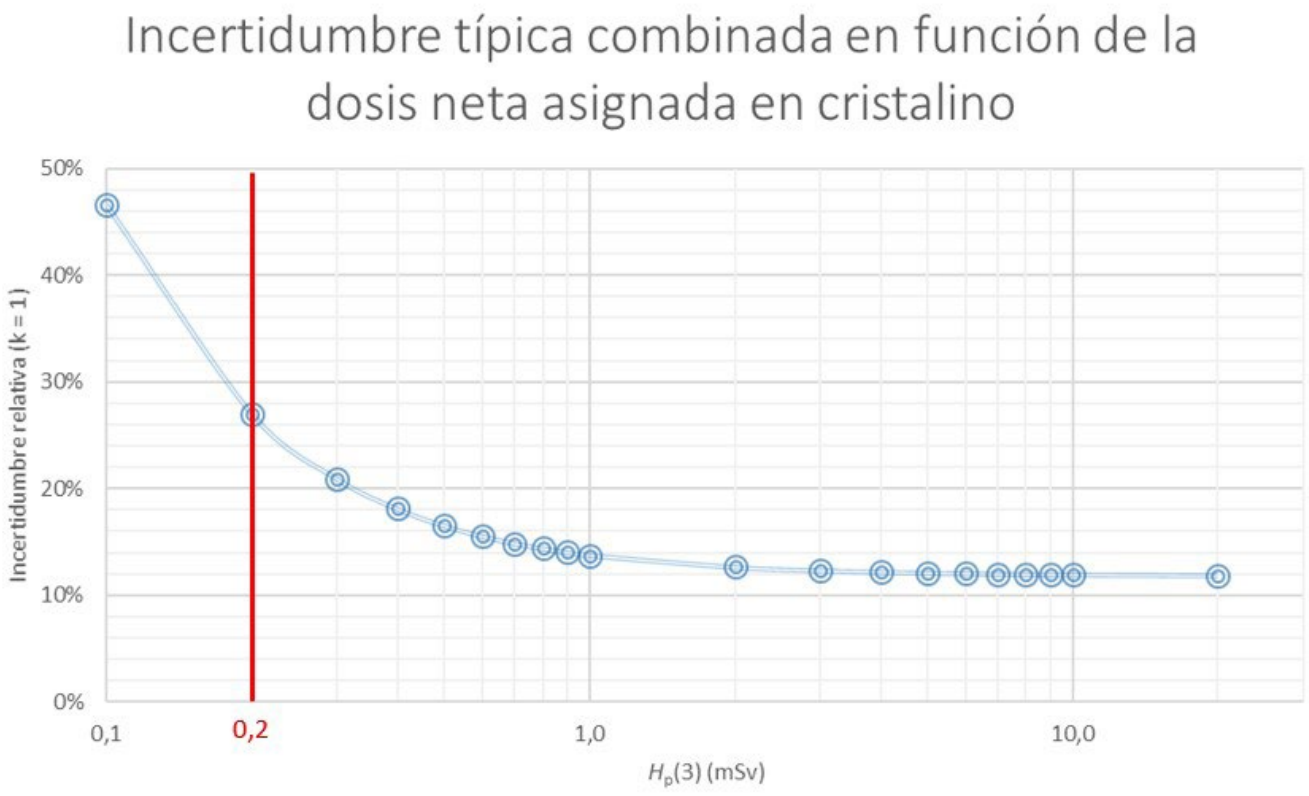
Dicho dosímetro lleva distribuyéndose por el CND desde 2019 de manera operacional no oficial, y como dosimetría oficial de cristalino en términos de la magnitud $H_p(3)$ desde la autorización del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) en junio de 2024.

La estimación de la incertidumbre de las medidas proporcionadas por el sistema se ha planteado siguiendo la metodología propuesta por la guía IEC TR 62461:2015 *Radiation protection instrumentation – Determination of uncertainty in measurement Ed. 2.0 (2015-01).*

El modelo utilizado incorpora las dependencias con las siguientes componentes: dependencia con el ruido, calibración, estabilidad y fondo intrínseco del lector, sensibilidad del dosímetro, la calidad del haz (energía y ángulo de incidencia), reproducibilidad de la medida, linealidad con la dosis, factor de paso a dosis personal y estimación del fondo ambiental.

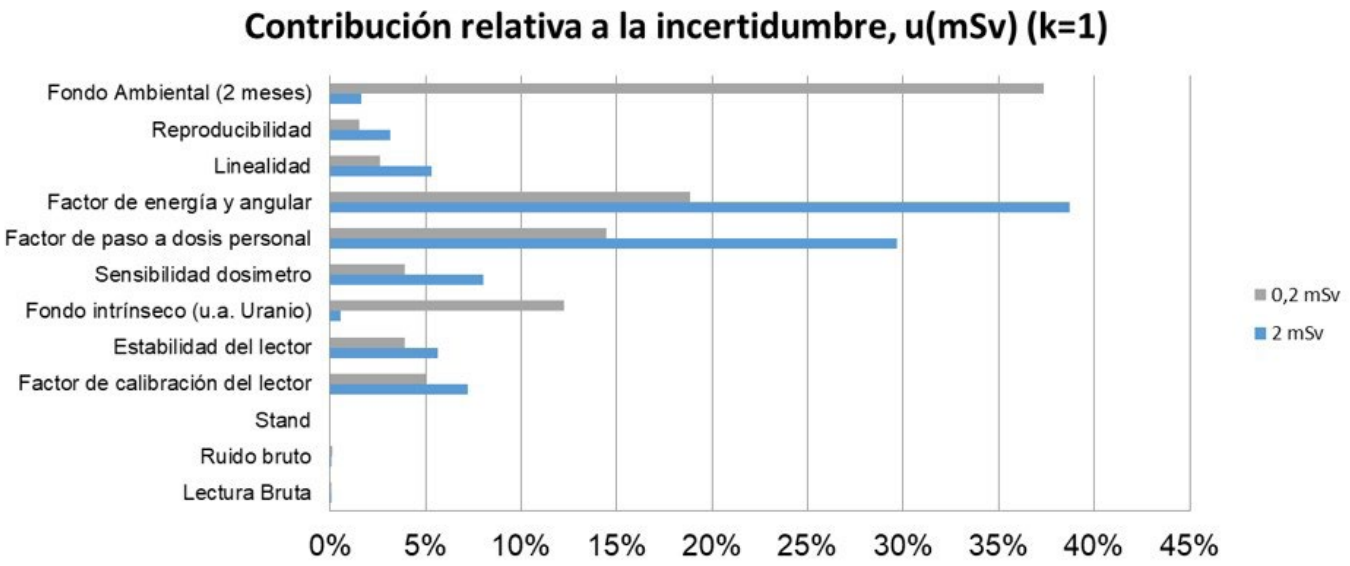
RESULTADOS

Como resultado hemos obtenido una incertidumbre que depende del valor del equivalente de dosis neto. En la siguiente gráfica (figura1) se representan los valores obtenidos para el rango de interés de 0,1 mSv a 20 mSv. Se indica además el nivel de registro de 0,2 mSv determinado durante la caracterización del sistema de dosimetría.



DISCUSIÓN

Se observa que la corrección del fondo ambiental es el factor que más influye en la incertidumbre en valores próximos al nivel de reporte. Para dosis brutas superiores a 0,4 mSv el factor que más influye en la incertidumbre es la dependencia con la calidad del haz y la dependencia angular. En la figura 2 se muestra la contribución relativa de cada componente a la incertidumbre típica combinada para el nivel de registro 0,2 mSv y para 2 mSv.



CONCLUSIONES

La incertidumbre típica combinada toma valores que van desde el 27% para 0,2 mSv hasta aproximadamente el 12% a partir de los 5 mSv.

EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES DOSIMÉTRICAS DE LIF:MG,TI MEDIANTE IRRADIACIÓN CON UN LINAC

García Del Dedo, L. (1); Cives Fernández, A. M. (2); Álvarez Pastor, J. M. (2); Gil San Millán, E. (2); Benavente Cuevas, J. F. (3); Sáez Beltrán, F. (4); Benito Bejarano, M. (4); Gómez Enríquez, F. (4)

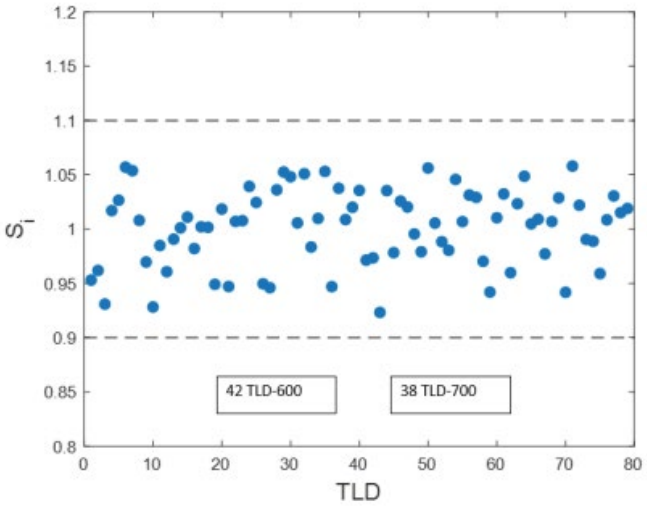
(1) Centro de Láseres Pulsados "CLPU"; (2) Centro de Láseres Pulsados; (3) CIEMAT; (4) Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL), Zamora (ES)

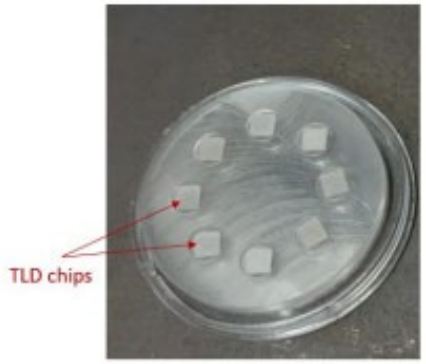
En el Servicio de Protección Radiológica del Centro de Láseres Pulsados (CLPU), la dosimetría termoluminiscente (TLD) es una herramienta de gran utilidad para la caracterización de campos de radiación generados por aceleradores láser-plasma. Con la reciente puesta en marcha de la primera fuente de neutrones generada mediante el láser de petavatio VEGA-3 en 2024, se ha iniciado el desarrollo de un sistema dosimétrico basado en pares de detectores TLD600 (6LiF:Mg,Ti) y TLD700 (7LiF:Mg,Ti). Esta combinación de detectores permite diferenciar la contribución de la radiación gamma y de los neutrones en entornos de radiación mixta, gracias a la diferente sensibilidad de cada material a las interacciones con neutrones térmicos.

En esta primera fase del estudio, se ha llevado a cabo la caracterización de ambos tipos de TLD mediante irradiación en un campo de radiación bien definido, generado por un acelerador lineal (LINAC) en las instalaciones de SACYL (Sanidad de Castilla y León). El objetivo principal es evaluar la respuesta dosimétrica de estos detectores a un campo de radiación gamma, antes de su aplicación en los campos de radiación generados por VEGA-3. Para ello, se han analizado cuatro propiedades dosimétricas fundamentales: homogeneidad, reproducibilidad, linealidad con la dosis y linealidad con la energía.

Las lecturas de los dosímetros se realizaron utilizando un lector Harshaw 4500W, obteniendo curvas de brillo que fueron analizadas mediante un software avanzado de deconvolución (J.F. Benavente et al., 2019). Este análisis permite extraer la información de la dosis absorbida con precisión, garantizando la fiabilidad de las mediciones. Además, se implementó un proceso térmico controlado mediante un horno TLD Heat para garantizar la correcta reutilización de los detectores. El protocolo térmico consiste en un ciclo de prelectura a 100°C durante 10 minutos y un ciclo de borrado a 400°C durante una hora, seguido de 100°C por dos horas, asegurando la completa liberación de los electrones atrapados en la matriz cristalina del material.

Los resultados obtenidos muestran que los TLDs presentan una respuesta estable y reproducible en el campo de radiación caracterizado, cumpliendo con los requisitos necesarios para su aplicación en la dosimetría de neutrones y gamma generados por láseres de alta intensidad. Este trabajo representa un primer paso hacia el desarrollo de un sistema dosimétrico en el CLPU para la monitorización de radiación en entornos de aceleradores láser-plasma.







PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN INTERNA EN 15 CENTROS GENESISCARE ESPAÑA

Brosed Aguilon, M. L. (1); Arregui, G. (2)
(1) Hospital Universitario de Torrejon; (2) Hospital Universitario La Inmaculada en Granada

INTRODUCCIÓN

El procedimiento de calibración interna, basado en el protocolo TRS 398, se llevó a cabo en el 2024 en cada centro y consistió en realizar por parte de un físico visitante, pero en presencia del fisico local, una medida de dosis absorbida en agua, en condiciones de referencia con dos equipos ionométricos distintos, el local y el externo que aportó el fisico visitante.

Los datos de las medidas experimentales se recogieron en una misma hoja de cálculo y los resultados y su evaluación se registraron en un mismo informe. La hoja de cálculo y el informe completan el procedimiento de calibración interna, que previamente fue validado por el “PLF(Physics Leader Forum) Spain” y como documento está dentro de un sistema de gestión de calidad. Su realización es cada dos años.

MATERIAL Y MÉTODO

Para la medida de dosis absorbida en agua, se utilizó un maniquí de agua y dos equipos ionométricos compuestos cada uno por: electrómetro, cámara tipo Farmer,termómetro y barómetro, todos ellos con sus certificados de calibración en vigor.

Previamente a la medida dosis absorbida, con el equipo ionométrico externo se midió, para cada energía, el $TPR_{20,10}$, PDD_{10} y los factores de corrección k_s y k_{pol} .Con el equipo ionométrico local solo los factores de corrección k_s y k_{pol} .

En 14 de los 15 centros, las condiciones de referencia en la determinación de la dosis absorbida en agua fueron:

- Campo: 10 cm x10 cm
- DFS: 100 cm
- z_{ref} : 10 cm o 10 g / cm^2
- UM: 200

La dosis absorbida en agua se expresó con su valor e incertidumbre expandida y se evaluó la compatibilidad o no de dichas dosis absorbidas calculando el Índice de compatibilidad (IC) , según la expresión:

$$IC = \frac{|M_L - M_P|}{\sqrt{I_L^2 + I_P^2}}$$

- M_L: Valor de dosis absorbida obtenido con el equipo ionométrico externo.
- M_P: Valor de dosis absorbida obtenido con el equipo ionométrico local.
- I_L: Incertidumbre expandida de la dosis absorbida obtenida con el equipo ionométrico externo.
- I_P: Incertidumbre expandida de la dosis absorbida obtenida con el equipo ionométrico local.

Se considerarán compatibles si IC $/leq 1$

RESULTADOS

Centro Genesiscare	DFS (cm)	Energía	Ref (cGy/ UM)	$D_{W,Q,Externo}$ (cGy /UM)	$D_{W,Q,Local}$ (cGy/UM)	IC
Unidad 1	100	6 MV FF	1	1,003 1±0,0196	1,0010±0,0195	0,076 < 1
	100	6 MV FFF	1	1,0007 ±0,0195	0,9974 ±0,0194	0,120 < 1
Unidad 2	100	6 MV FF	1	0,9894 ±0,0193	0,9933 ±0,0194	0,142 < 1
Unidad 3	100	6 MV FF	1	0,9984 ± 0,0194	1,0000 ±0,0195	0,058 < 1
Unidad 4	100	6 MV FF	1	0,9834 ±0,0191	0,9840 ±0,0192	0,221 < 1
	100	6 MV FFF	1	0,9882 ±0,0192	0,9896 ±0,0193	0,051 < 1
Unidad 5	100	6 MV FF	1	0,9962 ±0,0194	1,0016 ±0,0195	0,196 < 1
Unidad 6	100	6 MV FF	1	0,9965 ±0,0194	0,9992 ±0,0195	0,098 < 1
Unidad 7	100	6 MV FF	1	1,0067 ±0,0196	1,0050 ±0,0195	0,062 < 1
	100	6 MV FFF	1	1,0048 ±0,0196	1,0029 ±0,0195	0,069 < 1
Unidad 8	100	6 MV FF	1	1,0043 ±0,0195	1,0067 ±0,0196	0,087 < 1
Unidad 9	100	6 MV FF	1	1,0030 ±0,0196	1,0083 ±0,0197	0,191 < 1
	100	6 MV FFF	1	1,0008 ±0,0195	1,0061 ±0,0196	0,192 < 1
Unidad 10	100	6 MV FF	1	0,9868 ±0,0192	0,9901 ±0,0193	0,121 < 1
	100	6 MV FFF	1	0,9890 ±0,0192	0,9921 ±0,0193	0,114 < 1
Unidad 11	100	6 MV FF	1	0,9889 ±0,0193	0,9928 ±0,0194	0,142 < 1
	100	6 MV FFF	1	0,9995 ±0,0195	1,0040 ±0,0194	0,164 < 1
Unidad 12	90	6 MV FF	0,8883	0,8827 ±0,0172	0,8885 ±0,0173	0,238 < 1
	90	10 MV FF	0,9069	0,9030 ±0,0176	0,9083 ±0,0177	0,212 < 1
Unidad 13	100	6 MV FF	1	0,9939 ±0,0193	0,9969±0,0194	0,109 < 1
	100	6 MV FFF	1	0,9934 ±0,0193	0,9962 ±0,0194	0,102 < 1
Unidad 14	100	6 MV FF	1	0,9875 ±0,0192	0,9885 ±0,0193	0,037 < 1
	100	6 MV FFF	1	0,9909 ±0,0193	0,9957 ±0,0194	0,175 < 1
Unidad 15	100	6 MV FF	1,0683	1,0649 ±0,0207	1,0690 ±0,0208	0,140 < 1
	100	18 MV FF	1,0649	1,0526 ±0,0205	1,0539 ±0,0206	0,003 < 1

Tabla. Resultados y Evaluación

Esta tabla es un resumen de la dosis absorbida de cada equipo ionométrico e incluye la evaluación de dichos resultados.

DISCUSIÓN

En la tabla anterior se observa, para cada centro:

- El Índice de Compatibilidad es inferior a 1; esto significa que la dosis absorbida obtenida tanto por el equipo ionométrico externo como por el local son valores compatibles.

- La dosis absorbida por UM, obtenida con cada uno de los equipos ionométricos, está dentro de tolerancia (inferior al 2%) respecto de la referencia.

CONCLUSIONES

La auditoría de dosis realizada en los 15 centros de Genesiscare muestra resultados satisfactorios y coherentes en la medida de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, más teniendo en cuenta que la referencia de las medidas ha recaido en un equipo ionométrico externo.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA SENSIBILIDAD DE DOSÍMETROS GEL TIPO PAGAT INFUNDIDOS CON DIFERENTES AGENTES DE CONTRASTE DE GD DE USO CLÍNICO

Fuentealba Moraga, M. (1); Vallejos Muñoz, C. (2); Díez Domingo, S. (3); Santibáñez Villalobos, M. (2)
(1) Universidad de Valencia; (2) Universidad de La Frontera; (3) Hospital Clínico Universitario de Valencia

En dosimetría clínica de radioterapia, los dosímetros convencionalmente usados son puntuales o bidimensionales. Su diseño y materiales limitan la medición de fenómenos específicos, como los fotoelectrones de corto alcance en mediciones de realce de dosis. Los dosímetros tipo gel, son matrices de hidrogel con monómeros en su interior que en contacto con la radiación generan radiólisis del agua induciendo polimerizaciones con mantención de la correlación espacial, obteniendo una distribución de dosis 3D . La ventaja de estos dosímetros es que al ser integrales, pueden ser dopados con materiales sin perder su capacidad dosimétrica. Sin embargo, al infundir el dosímetro, se modifican sus propiedades dosimétricas variando su respuesta a la radiación. En el siguiente trabajo, dosímetros PAGAT fueron infundidos con 3 agentes de contraste de Gd de utilizados en RM (Omniscan, Dotarem y Gadovist), en concentraciones de 0-20mg/ml. Se elaboraron 10 muestras de cada concentración que fueron almacenadas en viales de espectrofotometría e irradiadas con un acelerador lineal clínico modelo Unique de 6MV. Se utilizó una configuración estándar con SSD de 100cm en un fantoma de PMMA, profundidad de 10cm y tamaño de campo de 10x10cm2. Las dosis de irradiación utilizadas en las muestras fue de 0-15Gy. El procesamiento se realizó mediante espectrofotometría óptica en 530 nm, y las lecturas se realizaron 24h post elaboración y 24h post irradiación. La curva dosis-respuesta se obtuvo mediante el cálculo de la densidad óptica y la sensibilidad del dosímetro se evaluó mediante la pendiente de la curva. Si bien los tres agentes de contraste fueron capaces de mantener sus propiedades radiosensibles y una correlación con la dosis, la sensibilidad y el umbral de respuesta se vieron notoriamente afectados. En el caso de Omniscan, las 3 concentraciones presentaron una respuesta inferior al PAGAT, mientras que con Dotarem y Gadovist la sensibilidad es creciente con la concentración, alcanzando valores entre 6,7-20% superior al PAGAT para 5 y 10mg/ml, mostrando un desplazamiento del rango lineal del dosímetro hacia las dosis más bajas. Se observó que el umbral de dosis de los dosímetros infundidos va incrementando con la concentración de Gd (Gadovist 20mg/ml y Dotarem 10mg/ml) alcanzando una dosis umbral de 1Gy al igual que el PAGAT, a menor concentración el umbral de dosis cae a 3Gy. La saturación de los dosímetros resultó inversamente proporcional a la concentración de Gd cayendo de 12 a 10Gy en el caso de Dotarem y Gadovist. Omniscan en cambio presenta una linealidad sin saturación hasta 15Gy para 5 y 10mg/ml.

Estos resultados evidencian la viabilidad de infiltrar dosímetros de tipo gel con distintos agentes de contraste de Gd de uso clínico manteniendo su capacidad dosimétrica. Además, se ha observado un aumento en la sensibilidad a dosis bajas lo que permitiría elaborar dosímetros optimizados en esos rangos de dosis, resultando especialmente útil en tratamientos de radioterapia avanzados donde se aplican agentes de realce de dosis y en verificación de tratamientos complejos que requiera evaluar dosis bajas, como en el caso de órganos de riesgo en tratamientos de SRS/SBRT.

CARACTERIZACIÓN Y CALIBRACIÓN DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT4 Y PARÁMETROS DE INFLUENCIA

Díez Gallego, M. Á. (1); Solís Preciado, N. (1); Pardo Pérez, E. (1); García De Acilu Laa, M. P. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Forner Forner, Á. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Castro Rizos, I. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Núñez Muñoz, J. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rahmouni Alami Afazaz, S. (1); Chapel Gómez, M. L. (1)

(1) Hospital Universitario de Toledo

INTRODUCCIÓN

Al lanzarse al mercado las nuevas películas radiocrómicas EBT4, se ha realizado un estudio para ver qué calibración se ajusta mejor y cuáles son los parámetros que afectan a su lectura dosimétrica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza un LINAC para calibrar las placas. Se colocan, divididas en 12 segmentos de 15x2cm^2, entre agua sólida (RW3) y se irradian con dosis desde 0 a 20 Gy. La dosis, conocida por el planificador, se comprueba con una cámara de ionización.

Se leen las placas con un escáner Epson, con parámetros de escaneado de luz transmitida (TPU), positivo en color, 48 bits (16 bits por cada canal RGB, 655536 de profundidad de pixel) y 200 ppp.

Con un programa de Phyton se separan las tres componentes RGB, se corrige la falta de uniformidad del escaneado y se elimina el ruido de la imagen.

A través del propio programa de Phyton, o utilizando el ImageJ, se obtienen las ROIs de las placas de calibración y se ajusta a una función dosis-valor de pixel.

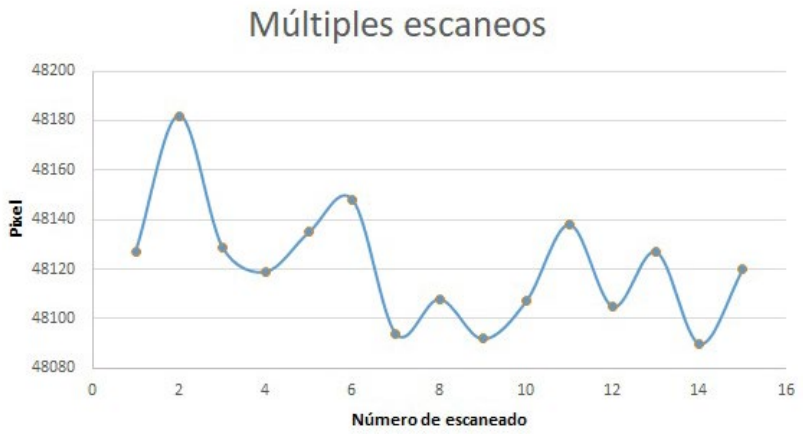
Con dicha función y la máscara de corrección de uniformidad de Phyton se pueden leer las dosis registradas por nuevas películas.

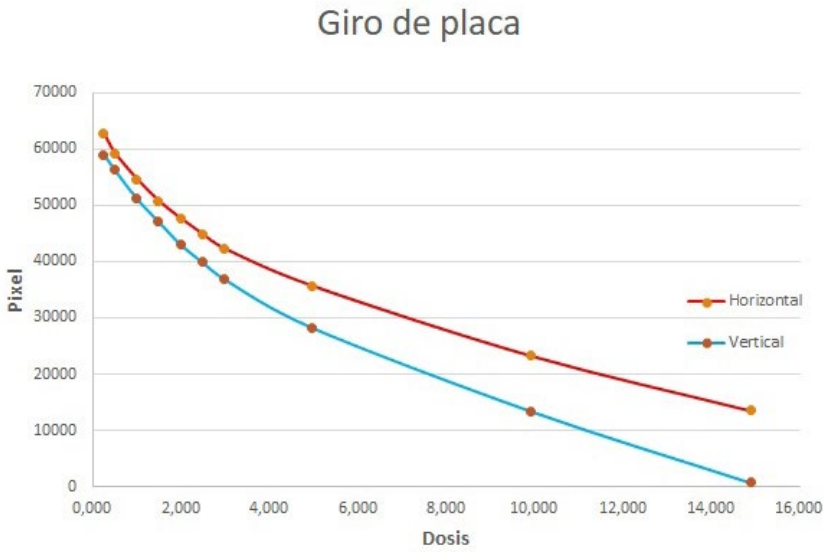
RESULTADOS Y DISCUSIÓN

- El reescaneado de las placas no influye en el resultado dosimétrico. Entre distintos escaneados de la misma placa se encuentran diferencias dosimétricas de ±0.5%
- La dirección de escaneado es muy importante, girar la placa 90° en el escaneo supone hasta un 45% de diferencia de dosis.
- El tiempo óptimo de escaneado tras la irradiación es 24 horas, cuando se estabiliza los valores de densidad óptica. Escanearlo a la hora puede suponer -8% de diferencia de dosis y esperando hasta 70 horas tras la irradiación habría +0.5%.
- Las curvas obtenidas para energías de 6X y de 6FFF se solapan y no hay diferencia entre ellas.
- Separar los canales RGB beneficia para las comprobaciones dosimétricas. El canal rojo proporciona mejores resultados para el rango de dosis de 0 a 10 Gy, mientras que el canal verde ofrece mejor comportamiento a dosis más altas, en un rango de 3 a 20 Gy. El canal azul no es útil para nuestros objetivos.
- Es muy importante realizar un programa para corregir la falta de uniformidad que existe en los escáneres. Sin dicha corrección puede haber diferencias de dosis de hasta 50% en dosis bajas.
- El ajuste que mejor resultado proporciona es una función racional de cuatro parámetros D = d + (a-d)/(1+(x/c)^b), siendo D la dosis, x el valor de pixel y a, b, c y d los parámetros de ajuste. Se logra un R^2 = 0.9997 en un rango de 0 a 20 Gy.

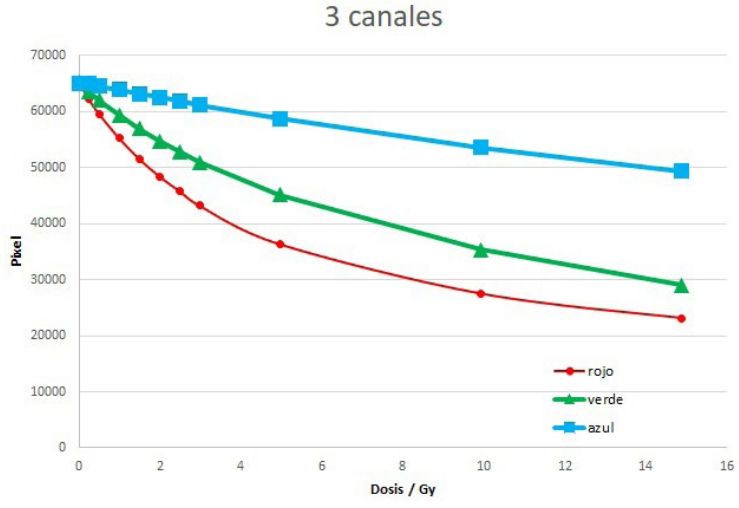
CONCLUSIONES

Es muy importante hacer los escaneos de las placas de la misma forma que se realizó la calibración. Si se lee una placa haciendo una pre-visualización en el escáner, y la calibración se hizo sin dicha pre-visualización, se encuentran diferencias de dosis de hasta 70% en dosis bajas y 37% en dosis altas.


Múltiples escaneos
Pixel
Número de escaneado


Giro de placa
Pixel
Dosis
Horizontal
Vertical


Variación de pixel con el tiempo
Pixel
Tiempo / horas


3 canales
Pixel
Dosis / Gy
rojo
verde
azul

INTERCOMPARACIÓN DE AC-225

Navarro Ortega, N. (1); Peyrés Medina, V. (1); Sánchez Cabezudo, A. I. (1); Pérez Iruela, J. A. (2); García Vicente, F. (2); Roteta Ibarra, M. (1)
(1) CIEMAT; (2) Hospital Ramón y Cajal

La incidencia mundial de cáncer aumentará un 47% para 2040, con 28,4 millones de casos anuales. El Plan Europeo de Lucha contra el Cáncer declara la necesidad de tratamientos personalizados fomentando el desarrollo de radioterapias como las Targeted Alpha Therapies (TAT). El éxito del 223RaCl2, único radiofármaco autorizado para cáncer de próstata avanzado, provocó un gran interés en esta modalidad de tratamiento propiciando fármacos con 227Th, 225Ac, 212Pb o 211At para ensayos clínicos.

El corto alcance y la energía de las partículas alfa están demostrando eficacias terapéuticas prometedoras en pacientes que no responden a los emisores beta. Los nuevos desafíos son: falta de patrones de actividad primarios, crecimiento de la progenie, separación de productos de desintegración o cuantificación de la distribución de actividades y dosis absorbida.

Actualmente se debate cuál sería el mejor enfoque para administrar TAT aún no habiendo guías de buenas prácticas: los tratamientos se administran con niveles fijos de actividad y no guiados por dosimetría, a diferencia de la radioterapia de haz externo. Se desconocen la precisión, reproducibilidad e incertidumbres en la administración de TAT, y un reciente Informe ICRU 96 destaca la necesidad de abordar la falta de trazabilidad y estandarización/armonización.

MATERIAL Y MÉTODOS

El proyecto Alphamet, cofinanciado por EURAMET, European Union's Horizon Europe Research and Innovation Programme y por los estados miembros, comenzó en 2023. Este proyecto aborda los retos descritos y, como parte de su labor, se ha organizado una inter- comparación de actividad de Ac-225, distribuyendo viales del mismo entre los laboratorios participantes: LNHB, NPL, POLATOM, CHUV, ENEA, CMI y CIEMAT, todos ellos laboratorios nacionales de metrología de radiaciones ionizantes o designados para la magnitud actividad por sus centros nacionales de metrología. Dicha comparación está admitida como inter-comparación clave por el BIPM.

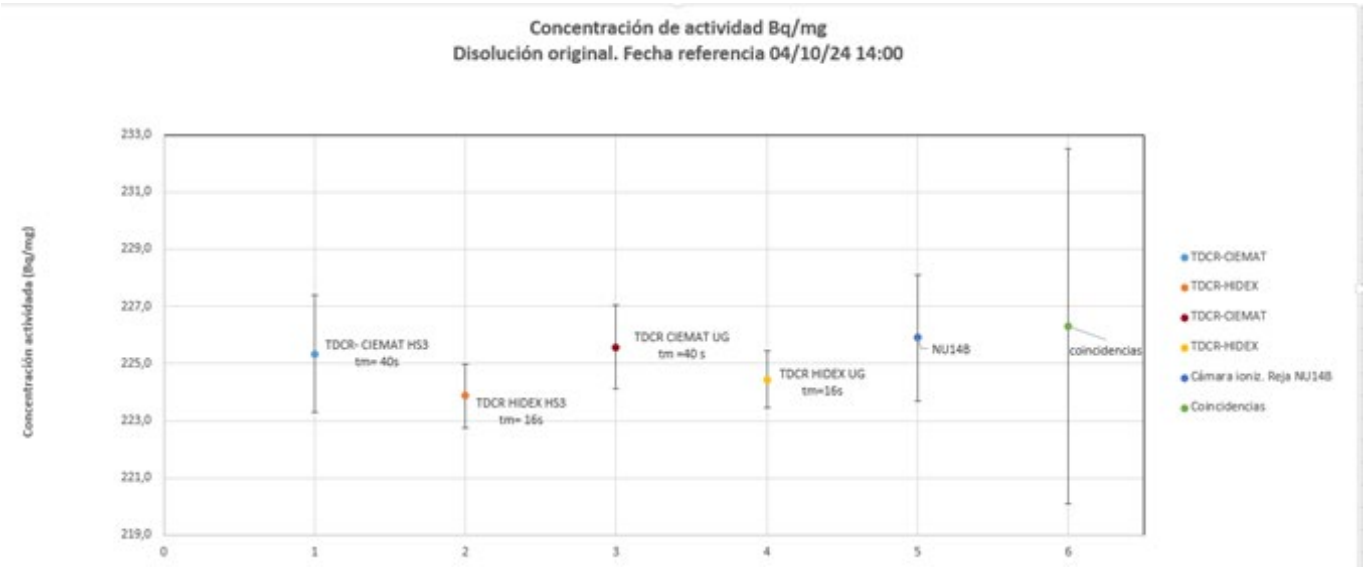
En el Ciemat, la concentración de actividad de una solución de Ac-225 se determinó mediante: centelleo líquido con la técnica TDCR, medida alfa en cámara de ionización y por coincidencias α-γ.

En este marco, y con el objetivo de la diseminación, se ha enviado un vial de Ac225 al Hospital Ramón y Cajal para que fuera medido en su activímetro y poder comparar los resultados, que se mostrarán en el trabajo.

Además, se han determinado probabilidades de emisión gamma y el periodo del Ac-225 a partir de medidas a largo plazo utilizando una cámara de ionización y un detector de germanio.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos mediante las tres técnicas pueden comprobarse en la gráfica:



DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran clara concordancia entre las técnicas utilizadas. La comparación final entre todos los participantes se obtendrá a lo largo de los próximos meses.

CONCLUSIONES

La participación del CIEMAT en intercomparaciones de la medida de actividad de radionucleidos o su envío al Sistema SIR del BIPM otorgan al laboratorio las capacidades de medida y calibración (CMCs) por las cuales está autorizado para emitir certificados de calibración de activímetros de esos radionucleidos. La diseminación es un objetivo fundamental de los laboratorios metrológicos para garantizar, en este caso, la idoneidad de los tratamientos.

PUESTA EN MARCHA DEL EQUIPO SCATTER PROBE DE RTI: EVALUACIÓN DE SU DESEMPEÑO PARA MEDIDAS DE DISPERSIÓN EN SALAS DE RAYOS X

Pallarés Ripollés, M. (1); Vico Escribano, M. A. (2); Angulo Santos, A. (1); Solla Bartual, C. (1); Cotanda Ricart, V. (2); Gracia Ochoa, M. (2); Sánchez Relucio, J. C. (2); Velasco Fernández, C. (2); Alegre Gómez, A. (2); Bosch Morell, A. M. (1); Pamos Navas, J. L. (2); Baeza Rodríguez, L. (2); Abad Mocholí, D. (2)

(1) Instituto Valenciano de Oncología; (2) Centro Nacional de Dosimetría. INGESA.

INTRODUCCIÓN

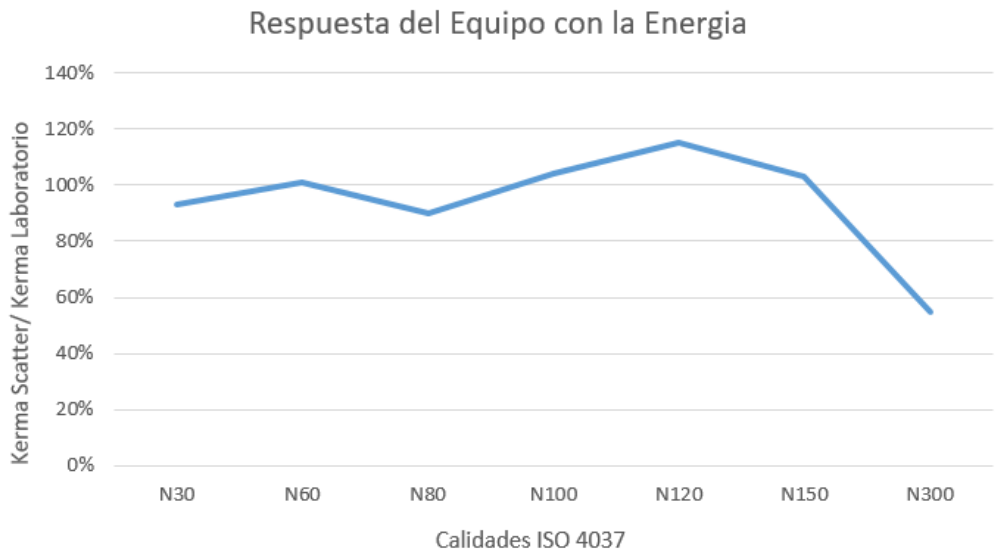
La radiación dispersa en salas de rayos X constituye un riesgo significativo para el personal expuesto. La monitorización precisa de los niveles de dosis es esencial para optimizar la protección radiológica. Este trabajo presenta la puesta en marcha y evaluación del equipo Scatter Probe de RTI, diseñado específicamente para medidas de dispersión y fuga en entornos de radiación.

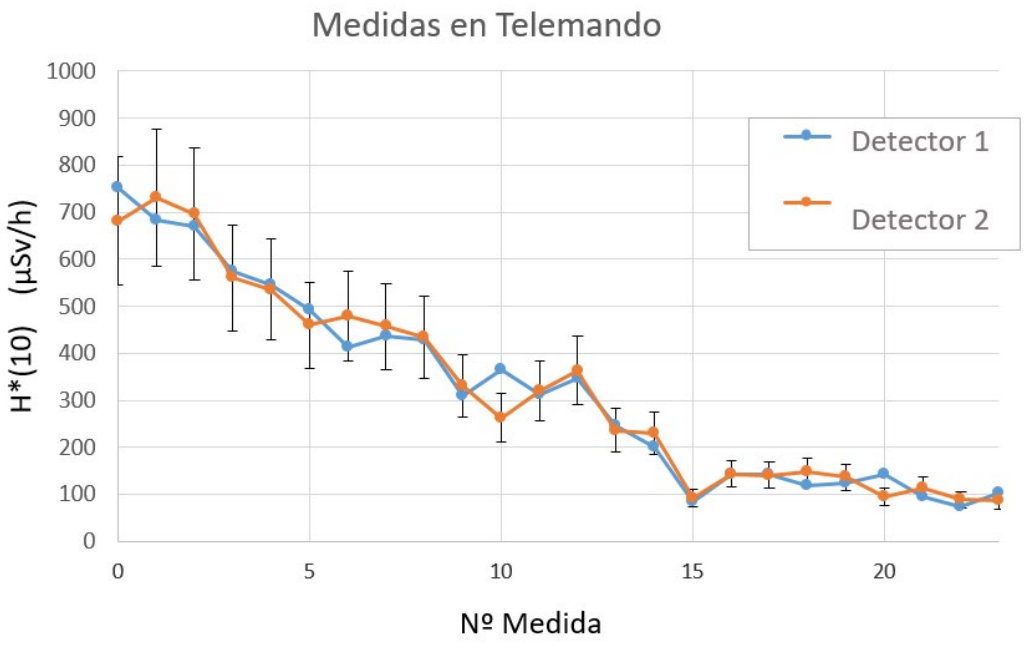
MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluaron las especificaciones de dos dispositivos Scatter Probe en el laboratorio de calibración del Centro Nacional de Dosimetría empleando las calidades de referencia ISO 4037. Posteriormente, ambos dispositivos fueron probados en condiciones reales en una sala de telemando del hospital IVO, verificando su capacidad para realizar medidas de dispersión en sala. Las medidas obtenidas con ambos detectores fueron comparadas para evaluar la concordancia entre ellos.

RESULTADOS

En la Figura 1 se muestran las medidas realizadas en el laboratorio de calibración del CND, donde puede observarse la respuesta del equipo con la energía para la medición del Kerma. La medida de H*(10) proporcionada por el equipo es adecuada en el rango de 60 a 150 kV. En la Figura 2 se muestran las medidas de los dos Scatter Probe a diferentes kV, mA, pulsos/s y distancias en un telemando; éstas muestran resultados concordantes entre si dentro del intervalo de confianza establecido (±20%). Sin embargo, su efectividad fue limitada para medidas de radiación pulsada tras blindajes debido a su alto umbral de detección, confirmando que su uso recomendado es dentro de sala.





DISCUSIÓN

La capacidad del Scatter Probe para identificar y cuantificar la dispersión dentro de salas lo posiciona como candidato especialmente en entornos de intervencionismo. La concordancia entre los resultados obtenidos con ambos dispositivos refuerza la fiabilidad del equipo para este propósito. No obstante, la falta de haces de calibración para radiación pulsada hace complicada la tarea de cuantificar dicha medida.

CONCLUSIONES

El equipo Scatter Probe responde de manera adecuada para la medida del Kerma en el rango de energías recomendado por el fabricante. La medida de H*(10) para energías por debajo de 30 kV se sobreestima más de un 30%. Se recomienda su uso dentro de sala, se desaconseja detrás de blindajes para radiación pulsada.

RESOLUCIÓN DEL MODELO BIOCINÉTICO DE LOS ELEMENTOS LANTÁNIDOS INCLUIDOS EN ICRP141. EVALUACIÓN DE BIOENSAYOS Y OTRAS APLICACIONES

Sánchez León, J. G. (1); Moraleda Chaves, M. (2); López Ponte, M. A. (2); Rodríguez Díaz, J. M. (1)
(1) Universidad de Salamanca; (2) ciemat

INTRODUCCIÓN

Las recomendaciones de ICRP 2007 introdujeron cambios que conllevaron la revisión de los coeficientes de dosis para exposición interna ocupacional publicados en las anteriores series de ICRP. Estos cambios, junto con los nuevos modelos biocinéticos y datos dosimétricos, llevaron al desarrollo de la serie de publicaciones OIR “Occupational Intakes of Radionuclides”.

La herramienta informática BIOKMOD se desarrolló principalmente para la modelización compartimental en el campo de la dosimetría interna y está siendo actualizada con algunos de los elementos incluidos en las nuevas publicaciones 130, 134 y 137 de ICRP. Ahora se ha incluido el grupo de elementos de los lantánidos que se describen en la publicación 141.

METODOLOGÍA

En las recomendaciones de ICRP se divide a los lantánidos en 5 grupos, L1: La, Ce, Pr; L2: Nd, Pm, Sm; L3: Eu; L4: Gd; L5: Tb, Dy, Ho, Er, Tm, Yb, Lu. Estos elementos comparten un mismo modelo biocinético (Figura 1), con variaciones en los factores de transferencia entre compartimentos específicos para cada uno de los grupos.

Una de las características de estos elementos es que el modelo del tracto respiratorio en caso de inhalación contiene un compartimento de material que queda fijado (Bound Compartment).

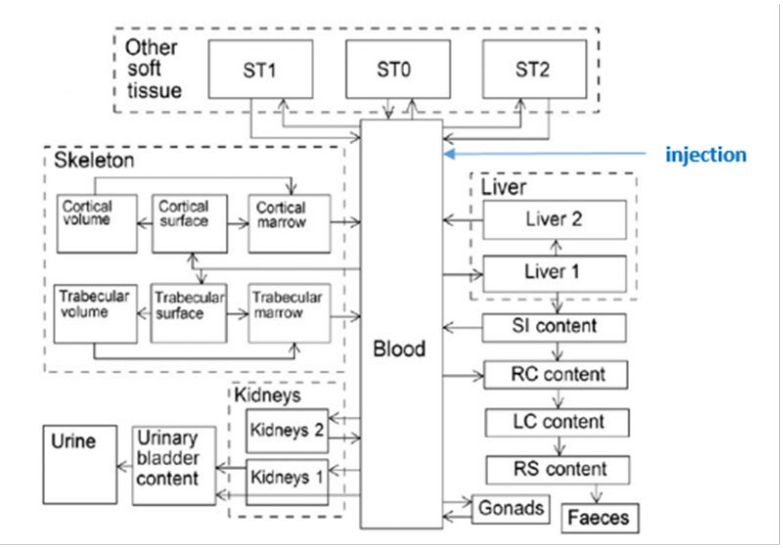


Figura 1.- Modelo biocinético de los lantánidos

Aunque ICRP ha publicado material electrónico de consulta que incluye datos para usar en las evaluaciones dosimétricas con resultados de bioensayos, BIOKMOD expande esas posibilidades para considerar por ejemplo incorporaciones crónicas, dar resultados de expresiones analíticas y calcular el número de desintegraciones acumuladas.

Se puede acceder a la herramienta BIOKMOD a través del enlace: http://oed.usal.es/webMathematica/Biokmod/biokmodLa.jsp

APLICACIÓN: EVALUACIÓN DE BIOENSAYOS

Una aplicación de BIOKMOD en las medidas de bioensayos (por ej. medida de actividad retenida en cuerpo entero o en órganos, medida de actividad excretada en muestras fecales o de orina) es la estimación de la cantidad de radionucleido incorporado al organismo. Cuando son conocidos todos los parámetros del modelo excepto la incorporación inicial, las únicas incertidumbres son las debidas a la medida. El modelo estadístico puede resolverse para estimar la incorporación media diaria y su incertidumbre asociada. El método de máxima verosimilitud puede usarse también para obtener las estimaciones dosimétricas.

El módulo de evaluación de bioensayos está disponible en el enlace: http://oed.usal.es/webMathematica/Biokmod/ →Bioassay Evaluation →Lanthanides fit

El modelo se ha aplicado al caso de un trabajador contaminado con Lu-177 (“Estimación Dosimétrica en un Caso Real de Contaminación Interna con 177Lu a través de una Herida”. M.A. López Ponte et al. Presentado en el congreso de la SEPR en 2023).

CONCLUSIONES

BIOKMOD es una herramienta informática de resolución de problemas en dosimetría interna y medicina nuclear. Ha demostrado ser una herramienta de fácil uso con la que modelizar la distribución de radionucleidos en el cuerpo de acuerdo a las últimas actualizaciones de los modelos de ICRP, en particular el modelo de lantánidos de ICRP 141.

¿EXISTE CORRELACIÓN ENTRE LA LECTURA DEL DOSÍMETRO DE CRISTALINO Y LA DEL DOSÍMETRO DE MUÑECA?

Gallardo Rodriguez, N. (1); Minguez, P. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)
(1) Hospital Universitario Cruces

INTRODUCCIÓN

Para realizar este trabajo nos hemos preguntado si existe alguna relación entre la medida de dosis aportada por el dosímetro de cristalino y la lectura de dosis recogida en el dosímetro de muñeca en el caso de los facultativos del Servicio de Hemodinámica del Hospital Universitario de Cruces.

MATERIAL Y MÉTODOS

El Servicio de Hemodinámica del Hospital de Cruces consta de dos equipos: el HCRU_XA_05_HD (Siemens Artis Q Floor) y el HCRU_XA_06_HD (Philips Azurion 7 M20). A los 6 facultativos que integran el servicio se les dotó de un dosímetro de cristalino, colocado en el lado izquierdo de la patilla de la gafa, y un dosímetro de muñeca, colocado en la mano derecha. Los datos analizados corresponden a las lecturas durante 9 meses para 3 de los 6 facultativos (facultativo 1, facultativo 2 y facultativo 5) y durante 5 para el resto (facultativo 3, facultativo 4 y facultativo 6). Se correlacionó para cada uno de ellos el Hp (0,03) [mSv] correspondiente a la lectura del dosímetro de cristalino y el Hp (0,07) [mSv] correspondiente a la lectura del dosímetro de muñeca. Cabe decir que la lectura del Hp (0,03) [mSv] es la lectura sin aplicar la corrección debida a la atenuación de la gafa y las lecturas de los dosímetros son las proporcionadas por el CND.

RESULTADOS

En la siguiente tabla se recoge un resumen de la correlación encontrada entre la lectura del Hp (0,03) [mSv] y el Hp (0,07) [mSv] para cada uno de los facultativos integrantes del Servicio de Hemodinámica del Hospital Universitario de Cruces.

	RELACIÓN	**R2**
FACULTATIVO 1	y=0,27x	0,84
FACULTATIVO 2	y= 0,35x	0,85
FACULTATIVO 3	y=0,44x	0,83
FACULTATIVO 4	y=0,85x	0,96
FACULTATIVO 5	y=0,25x	0,74
FACULTATIVO 6	y=0,34x	0,80

DISCUSIÓN

A partir de los resultados obtenidos puede verse que existe una muy buena correlación entre la lectura de la dosis de cristalino con la lectura del dosímetro de muñeca. La relación es muy similar para 5 de los 6 trabajadores. La correlación encontrada en el FACULTATIVO 4 es muy diferente y nos hace pensar que el modo de trabajo de él sea muy distinto al del resto. Una posible explicación a los datos obtenidos podría ser que esta persona haga un uso mucho menor de las pantallas protectoras disponibles en el techo y por eso sus lecturas de cristalino son significativamente superiores a las del resto a igualdad de lectura en el dosímetro de muñeca.

CONCLUSIONES

Como puede inferirse a partir de los datos recogidos en la tabla anterior, la dosis de cristalino se correlaciona muy bien con la lectura del dosímetro de muñeca. Estos datos podrían ser de interés para decidir la necesidad de uso o no uso del

dosímetro de cristalino en otros servicios de características similares que aún no los dispongan, pero donde sus profesionales sí estén provistos de dosímetros de muñeca.

CORRELACIÓN ENTRE LA LECTURA DE DOSIS DEL DOSÍMETRO DE CRISTALINO Y LA DEL DOSÍMETRO DE DELANTAL EN EL SERVICIO DE HEMODINÁMICA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES

Gallardo Rodriguez, N. (1); Mínguez Gabiña, P. (2); Espinosa Sola, J. M. (1)
(1) Hospital Universitario Cruces; (2) Hospital Universitario de Cruces/Gurutzeta. Barakaldo

INTRODUCCIÓN

Para realizar este trabajo nos hemos preguntado si existe alguna relación entre la medida de dosis aportada por el dosímetro de cristalino y la lectura de dosis recogida por el dosímetro de delantal, en el caso de los facultativos del Servicio de Hemodinámica del Hospital Universitario de Cruces.

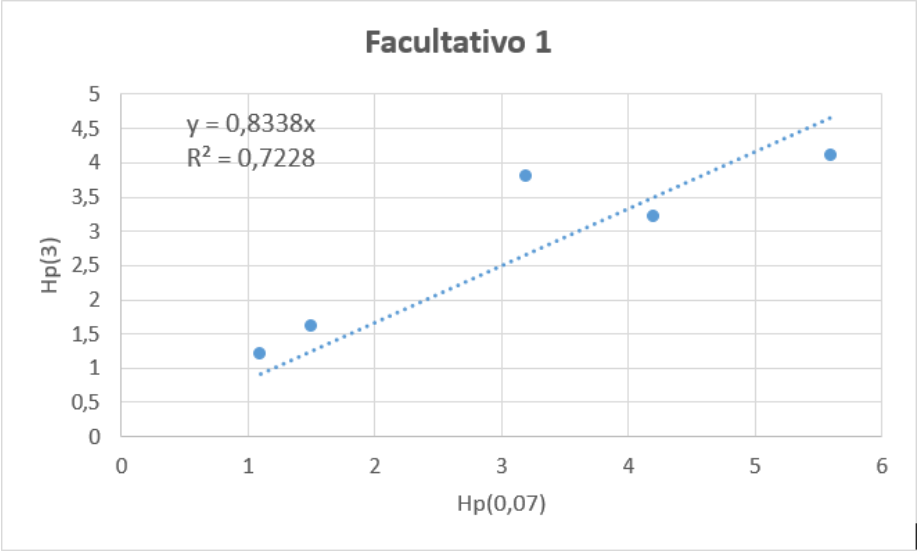
MATERIAL Y MÉTODOS

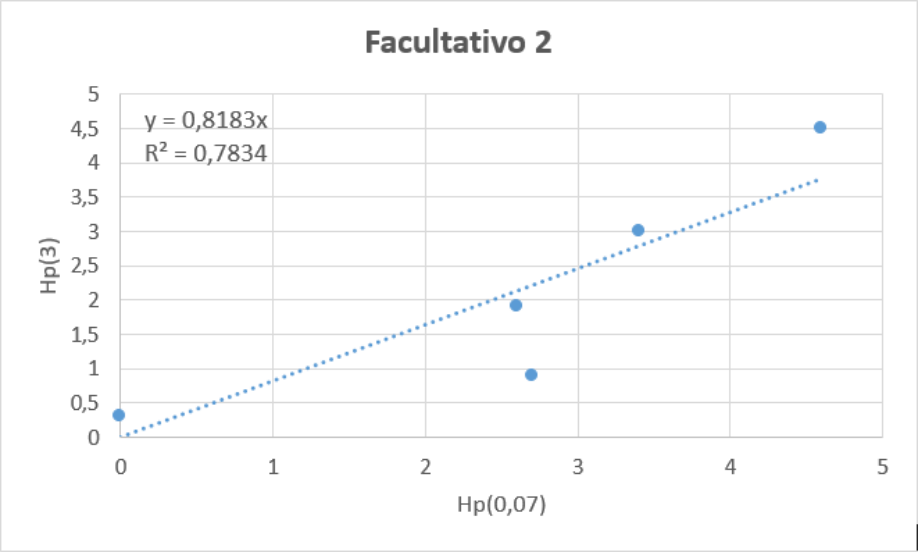
El Servicio de Hemodinámica del Hospital de Cruces consta de dos equipos: el HCRU_XA_05_HD (Siemens Artis Q Floor) y el HCRU_XA_06_HD (Philips Azurion 7 M20). A dos de los seis facultativos que integran el servicio se les dotó de un dosímetro de cristalino, colocado en el lado izquierdo de la patilla de la gafa, y un dosímetro de delantal, un dosímetro de solapa colocado sobre el delantal plomado. Los datos analizados corresponden a las lecturas durante 5 meses (julio, agosto, septiembre, octubre

y noviembre de 2024). Se correlacionó para cada uno de ellos el Hp (0,03) [mSv] correspondiente a la lectura del dosímetro de cristalino y el Hp (0,07) [mSv] correspondiente a la lectura del dosímetro de delantal. Cabe decir que la lectura del Hp (0,03) [mSv] es la lectura del dosímetro de cristalino sin aplicar la corrección debida a la atenuación de la gafa y las lecturas de los dosímetros son las proporcionadas por el CND.

RESULTADOS

Se representó la lectura del Hp(0,03) [mSv] frente a la lectura del Hp(0,07) [mSv] para cada uno de los facultativos sometidos al estudio.





DISCUSIÓN

A partir de los resultados obtenidos puede verse que existe una excelente correlación entre la lectura de la dosis de cristalino y la lectura del dosímetro de solapa. La relación es prácticamente idéntica para el caso de los dos facultativos estudiados.

CONCLUSIONES

Como puede inferirse a partir de los datos presentados, la dosis de cristalino se correlaciona muy bien con la lectura del dosímetro de solapa. Estos datos podrían ser de interés para decidir la necesidad de uso o no uso del dosímetro de cristalino en otros servicios de características similares que aún no los dispongan, pero donde sus profesionales sí estén provistos de dosímetros de solapa.

DISEÑO DE UN SISTEMA DE IMAGEN NEUTRÓNICA

Idoeta Hernandorena, R. (1); Hueso, C. (1); Ghal-Eh, N. (2); Rozas Guinea, S. (1); Petisco, S. (1); Herranz, M. (1)
(1) Dpto. de Ingeniería Energética, Escuela de Ingeniería de Bilbao, Universidad del País Vasco UPV/EHU; (2) Department of Physics, Faculty of Science, Ferdowsi University of Mashhad, Iran

INTRODUCCIÓN

Las características de los haces neutrónicos y la complejidad de sus interacciones hacen que la imagen de distribución de flujos neutrónicos sea todo un reto científico. Existen diversos métodos de realizar este análisis, pero, en ocasiones como en métodos de terapia neutrónica, se necesitan métodos de medida en tiempo real y con sistemas portátiles.

MATERIAL Y MÉTODOS

Este trabajo presenta una versión preliminar de un diseño de un sistema de imagen neutrónico, basado en el sistema TENIS (ThErmal Neutron Imaging System) propuesto por Ghal-Eh y Green en 2016 [1].

Este sistema hace uso de que los neutrones al incidir sobre un fantoma de agua generen rayos gamma de 2,22 MeV en su interacción con el hidrógeno, radiación que se puede medir con una matriz de detectores de centelleo plástico situados alrededor del fantoma. Estos rayos gamma alcanzan los detectores de centelleo tras pasar por los colimadores de plomo. Por otro lado, láminas de Cd impiden que los neutrones térmicos lleguen a los detectores.

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

El trabajo desarrollado se ha modelizado primeramente mediante el uso del software MCNP (Monte Carlo N-Particle transport code) para obtener las dimensiones adecuadas de los detectores de centelleo plástico y el diseño de los colimadores que rodean a estos detectores. En base a esta modelización, se lleva a cabo un primer desarrollo experimental para el que se emplea la fuente neutrónica del CNA (Centro Nacional de Aceleradores) de Sevilla, cuyos resultados se presentan en esta ponencia.

[1] Ghal-Eh and Green, Applied Radiation and Isotopes (2016) 112, 31-37

RESULTADOS DE LA CORROBORACIÓN DE LA MONITORIZACION INDIVIDUAL DENTRO DE LA REVISIÓN DE LA OIEA DE LOS ASPECTOS RELACIONADOS CON LA SEGURIDAD DEL MANEJO DE AGUA TRATADA CON ALPS EN LA CENTRAL NUCLEAR DE FUKUSHIMA DAICHI

Cruz Suarez, R. (1)
(1) Organismo Internacional de Energia Atomica

De conformidad con las normas de seguridad pertinentes del OIEA, TEPCO tiene la responsabilidad de proteger a los trabajadores contra la exposición ocupacional a radiaciones ionizantes en la FDNPS. Se organizó un programa de seguimiento individual con servicios de dosimetría homologados que operan bajo un sistema de gestión de calidad para evaluar las dosis de radiación recibidas por los trabajadores derivadas de la exposición a fuentes externas de radiación y de la exposición por incorporacion de radionucleidos.

Este informe presenta los resultados y hallazgos de un extenso esquema de intercomparaciónes entre laboratorios organizado por la OIEA durante 2023/24 para corroborar las capacidades de los servicios de monitorizacion individuales para la evaluación de la exposición a la radiación externa e interna de los trabajadores involucrados en el manejo de agua tratada con ALPS. El plan tenía como objetivo mejorar la armonización del seguimiento individual y demostrar el cumplimiento de los requisitos de las normas internacionales.

RETOS EN LA CARACTERIZACIÓN DEL EUROFER MEDIANTE EL ANÁLISIS DE PERMEACIÓN Y CUANTIFICACIÓN DE TRITIO

Rozas Guinea, S. (1); Peñalva Bengoa, I. (1); Olondo Castro, C. (1); Urrestizala De Andrés, M. (1); Alegría Gutiérrez, N. (1); Idoeta Hernandorena, R. (1); Herranz Soler, M. E. (1)
(1) Escuela de Ingeniería de Bilbao (UPV/EHU)

INTRODUCCIÓN

Uno de los componentes fundamentales de un futuro reactor de fusión es el sistema de regeneración de tritio (^{3}H). Si el ^{3}H se usa como combustible, junto a la cámara de vacío, en la envoltura regeneradora se producirá tritio a partir de ^{6}Li, el cual deberá ser recuperado. El gas de purga de la reacción será bombeado y deberá recuperarse el ^{3}H. Estos sistemas incluyen mecanismos de destritiación tanto de aire como de agua. Todo este ^{3}H se reinyectará como combustible, normalmente complementado con ^{3}H externo al sistema y quizás después de un periodo de almacenamiento más o menos prolongado.

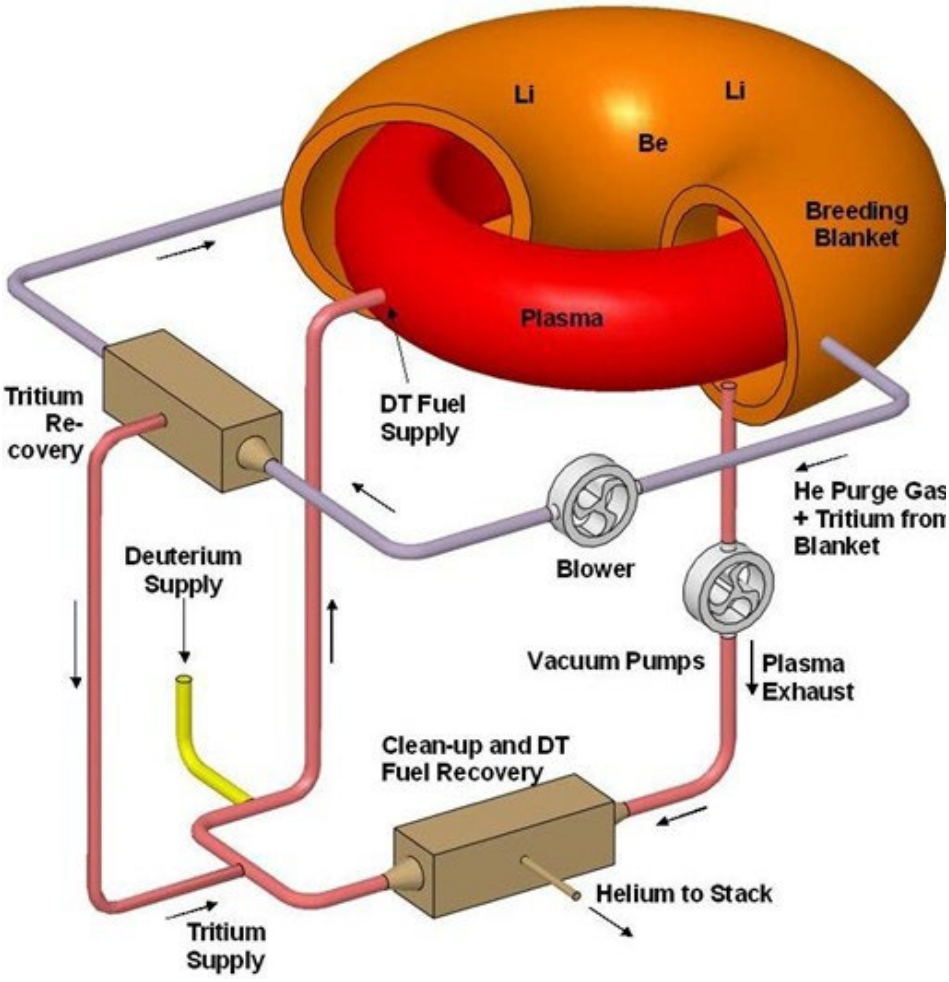


FIGURA 1.- Esquema del lazo cerrado del combustible de ITER [1].

Las posibles fugas y permeaciones de este gas a través de las estructuras y los materiales del reactor conducen no sólo a una pérdida de eficiencia en la recolección de este tritio y, por lo tanto, aleja éste de su sostenibilidad, sino que además supone un problema desde el punto de vista de la protección radiológica, tanto por la posible dispersión al medio ambiente como por la contaminación de materiales y componentes del reactor, muchos de los cuales está previsto que se cambien varias veces a la largo de su vida útil.

Por ello hay que elegir materiales con muy baja permeación al tritio y también hay que tener optimizados métodos que permitan evaluar la contaminación de tritio en los materiales; entre otros, el acero ferrítico-martensítico EUROFER. En este trabajo se analizan las dificultades y se presentan resultados tanto para el análisis de la permeación en este material, como de las técnicas para su determinación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Usando muestras de EUROFER de pequeño espesor se realizan ensayos de permeación de protio y deuterio por diferencias de presión, determinando los parámetros de transporte de los isótopos del hidrógeno y se analiza la validez de esas medidas para el caso del tritio.

Sobre estas mismas muestras, se usan procedimientos químicos para lograr su disolución y se analiza la pérdida de hidrógeno del material debido a este proceso, se extrae el tritio por destilación o se podría extraer mediante la utilización de un pirolizador y se mide con un equipo de centelleo líquido.

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Resultados preliminares muestran que, al menos en el caso de EUROFER, la permeabilidad del tritio se podrá estimar a partir de la del hidrógeno y la del deuterio, ya que se ha comprobado la validez de la teoría atómica clásica simplificada que establece que la permeabilidad debería relacionarse de forma inversamente proporcional a la raíz cuadrada de las masas atómicas de los isótopos.

En cuanto a la determinación de tritio, hay que señalar que no se observan pérdidas apreciables del hidrógeno contenido en la muestra y que los interferentes no afectan ni a la extracción del tritio ni a su determinación, no siendo necesaria la obtención de una curva de extinción específica.

Se tiene que seguir investigando en ambos campos, ampliando el rango de materiales.

[1] ITER Organization (2025), ww.iter.org

ESTUDIO DE DOSIMETRÍA EN LA EXTRACCIÓN Y DISPENSACIÓN DE RADIOFÁRMACOS PET

Bernal Ruiz, S. (1); Tomàs Albina, M. (1); Roigé Piñol, M. (1); Trupita Fort, N. (1); Gil Pros, A. (1); Camarasa Escubedo, A. (1); Fuertes Manuel, J. (1)
(1) Salut sant joan de Reus-Baix camp

INTRODUCCION

En la Unidad de Medicina Nuclear del Hospital Salut Sant Joan de Reus, se ha desarrollado un estudio para evaluar la exposición a la radiación del personal durante la extracción y calibración de radiofármacos de PET. Para ello, se han utilizado dosímetros de anillo adicionales que se colocan exclusivamente durante estos procedimientos. El objetivo principal es identificar los momentos de mayor irradiación y justificar la necesidad de utilizar un dispensador de dosis de PET que permita minimizar la exposición, cumpliendo con los límites dosimétricos legales, mejorando el acceso a los radiofármacos y agilizando el procés de dispensación.

El personal capacitado de Medicina Nuclear (técnicos y enfermería) que realiza la extracción manual de dosis de radiofarmacos de PET es sometido a un estudio dosimétrico para analizar si el momento de extracción y calibración es cuando reciben mayor radiación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se implementa un anillo de dosimetría adicional, exclusivo para la extracción de dosis dentro de la gammateca, además de los dispositivos de control estándar utilizados durante la jornada laboral. Posteriormente a la extracción se guarda el dosimetro de anillo en un contenedor blindado hasta su siguiente uso

RESULTADOS

El análisis muestra que el momento de mayor exposición a radiación coincide con la extracción y calibración del radiofármaco PET. Esto justifica el uso de un dispensador de dosis para reducir la irradiación del personal,optimizar el acceso a los radiofármacos y agilizar su dispensación.

Dosis anillo dosimétrico durante fase dispensación

Mes	Enfermera 1	Enfermera 2
Julio 2024	47%	60%
Agosto 2024	58%	62%
Septiembre 2024	34%	75%
Octubre 2024	66%	94%
Noviembre 2024	61%	69%

DISCUSIÓN/CONCLUSIONES

El estudio evidencia que la implementación de dispensadores de dosis es esencial para garantizar la seguridad del personal permitiendo un control más eficaz de la exposición la a la radiación y mejorando la eficiencia del proceso de extracción y dispensación de radiofármacos.

VERIFICACIÓN Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE DETECTORES DE LECTURA DIRECTA PARA RADIACIÓN GAMMA EN EL RANGO OPERATIVO DE LA FÍSICA MÉDICA

Del Campo Muñoz, T. (1); Catalán Acosta, A. D. (1); Hernández Concepción, E. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

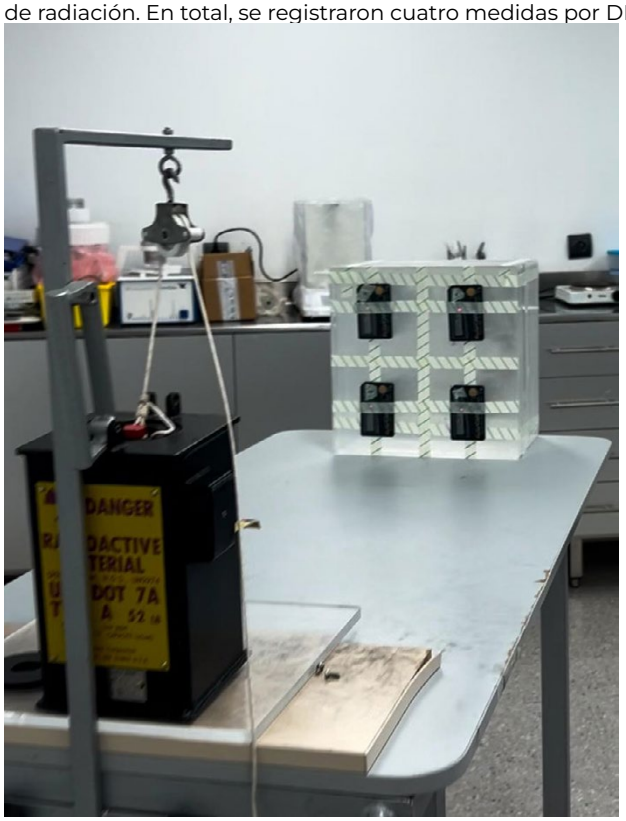
Los detectores de lectura directa (DLDs) de rayos X y gamma destacan por proporcionar datos en tiempo real, facilitando la monitorización continua y una rápida toma de decisiones basada en la información instantánea que aportan. En nuestro servicio, se ha verificado un lote de 8 DLDs, evaluando su reproducibilidad y exactitud para la magnitud dosis equivalente personal a 10 mm de profundidad a partir de una fuente calibrada, registrando unos valores de dosis acumulada de 0,005, 0,01, 0,096, 1 y 3,8 mSv. Además, para 0,096 mSv, se realizaron análisis estadísticos para evaluar si los datos siguen una distribución normal.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se llevó a cabo utilizando un irradiador de Cs-137 con una tasa de dosis de 800 µSv/h a 0,5 m, calibrado el 30/01/1990, y un conjunto de 8 detectores de lectura directa (DLDs) modelo DKG-21 de ECOTEST. Estos dispositivos registran dosis equivalente acumulada en un rango de 0,0001 mSv a 9,999 Sv y tasas de dosis entre 0,01 µSv/h y 1 Sv/h.

Dado que los DLDs están calibrados considerando la retrodispersión, se simuló esta condición empleando un maniquí de 20 cm de espesor compuesto por planchas de agua sólida. Durante las verificaciones, los DLDs se colocaron sobre el maniquí siguiendo la configuración descrita en la figura adjunta, donde el maniquí se dividió en cuatro cuadrantes, con un DLD centrado en cada uno. Este diseño permitió irradiar grupos de 4 DLDs por sesión, optimizando el tiempo de irradiación.

Para garantizar la homogeneidad del campo de radiación, el maniquí se situó a 96 cm del irradiador. Además, las medidas se repitieron cuatro veces, permutando las posiciones de los DLDs para identificar posibles inhomogeneidades en el campo de radiación. En total, se registraron cuatro medidas por DLD para cada rango de dosis acumulada estudiado.



Finalmente, para todos los datos de 0,096 mSv, valor representativo del nivel de registro de los dosímetros (0,1 mSv), se realizaron los test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov, Shapiro-Wilk y Jarque-Bera.

RESULTADOS

La siguiente tabla resume los valores promedio de los DLDs por rango de dosis acumulada, junto con los intervalos de confianza al 95% (k=2) y la dosis teórica esperada según el irradiador de Cs-137:

Hp(10) Cs-137 (mSv)	tiempo irradiación (s)	Hp(10) ECOTEST (mSv)	2σ
0,005	1,3	0,005	0
0,010	2,6	0,010	0,0002
0,096	25	0,095	0,003
1,000	265	1,013	0,025
3,800	1021	3,840	0,123

Los análisis de los tres test de normalidad realizados con los valores obtenidos para el caso de los resultados de una dosis acumulada de 0,096 mSv presentan un coeficiente p > 0,05.

DISCUSIÓN

Los análisis muestran que los nuevos DLDs están en óptimas condiciones para ser usados en el servicio, pues reproducen con muy buena precisión los valores teóricos esperados. Además, los análisis de los test de normalidad muestran que no se puede rechazar la hipótesis de que los datos sigan una distribución normal.

CONCLUSIONES

La verificación de los nuevos DLDs garantiza que los valores registrados son correctos, por lo que dichos detectores pueden ser utilizados en el rango útil de un servicio de Física Médica.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL NO SANITARIA Y TRANSPORTE

EVOLUCIÓN EN LA ORGANIZACIÓN Y OPERACIÓN EN LA IRA DEL CLPU

Cives Fernández, A. M. (1); Álvarez Pastor, J. M. (1)
(1) Centro de Láseres Pulsados (CLPU)

INTRODUCCIÓN

El Centro de Láseres Pulsados Ultracortos y Ultraintensos (CLPU) es una Infraestructura Científico Técnica Singular (ICTS) española especializada en láseres de alta potencia. Desde el año 2016 tiene autorización para operar la primera Instalación Radiactiva Autorizada (IRA) en España con aceleradores láser-plasma.

Desde su construcción inicial, el CLPU ha experimentado un crecimiento continuo, enfocándose en la optimización de las propiedades de los haces de radiación generados por el láser VEGA (petavatio) y ofrecidos a la comunidad científico- tecnológica. Este proceso de expansión también ha abarcado el ámbito de la protección radiológica, evidenciado en las diversas modificaciones de la autorización inicial de la instalación IRA y en la reciente constitución de un Servicio de Protección Radiológica (SPR) propio.

Actualmente, el CLPU se encuentra en una etapa de ampliación, con la construcción de una nueva sala de experimentación contigua a la existente. El objetivo es incrementar la capacidad operativa de la instalación, permitiendo la operación simultánea en ambas salas. El SPR debe adaptarse a este cambio, reestructurando la operación de la IRA para optimizar los recursos de personal con licencia para operar los aceleradores láser-plasma, así como los procedimientos y los enclavamientos de seguridad asociados a la operación en la instalación.

MATERIAL Y MÉTODOS

La modificación de la instalación abarca tanto aspectos organizativos como operativos, incluyendo tanto al personal, como a los procedimientos de trabajo o los sistemas de seguridad. Se evalúan estos aspectos:

- Definición de aceleradores láser-plasma VEGA.
- Personal involucrado en la operación, formación y clasificación radiológica. Zonas de la instalación, vigilancia radiológica y niveles de referencia.
- Sistema de Seguridad para las Personas (PSS).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Esta contribución ofrece una visión general de la operación de los aceleradores láser-plasma del CLPU, resaltando los cambios más significativos en la instalación, los cuales podrían ser aplicables a otras infraestructuras con láseres ultraintensos.

La creación del SPR, encargado de velar por el cumplimiento de la normativa vigente en materia de protección radiológica en el CLPU, facilita la reorganización del personal especializado de la instalación. Este cambio organizativo implica una modificación de los procedimientos en la IRA.

Motivado por la expansión del Centro, con una nueva sala de experimentación, es necesario ampliar y adaptar el sistema PSS. Aprovechando la experiencia adquirida en los años de operación con una única sala de experimentación, se ha iniciado la definición del nuevo sistema PSS, procurando simplificar y agilizar los tiempos de operación a la vez que se garantiza o mejora el nivel de seguridad en la instalación.

CONCLUSIONES

La reestructuración organizativa y operativa de la instalación radiactiva del CLPU supone un avance significativo en la optimización de la operación con aceleradores láser-plasma, asegurando una gestión más eficiente y segura de los recursos disponibles. La redefinición de los roles del personal especializado, en particular la consolidación del SPR y la clarificación de las funciones del personal que opera los equipos, permite una mejor adaptación a las particularidades de esta infraestructura singular.

INFORMES DE LA NCRP, EL UNSCEAR Y EL OIEA SOBRE ATRIBUTABILIDAD: ENFERMEDADES DEBIDAS A LA EXPOSICIÓN A BAJAS DOSIS A RADIACIONES IONIZANTES

Mora Cañadas, J. C. (1); Vico, A. M. (1); Noguerales, M. C. (1)
(1) CIEMAT

INTRODUCCIÓN

La atributabilidad del riesgo es un viejo conocido (Walter 1974), pero era una tarea pendiente para la Protección Radiológica.

Tres organizaciones de gran relevancia han emitido informes sobre la atributabilidad de las enfermedades debidas a la exposición a bajas dosis a las radiaciones ionizantes (NCRP 171, UNSCEAR 2012 y IAEA 122).

En este trabajo se presentan las principales conclusiones, y las recomendaciones emitidas.

METODOLOGÍA

Los tres informes destacan algunos aspectos conocidos:

A dosis superiores a 1 Gy, aparecen efectos deterministas o tisulares, debidos a la muerte celular. El daño se observa a nivel individual y en este caso sólo es necesario eliminar otras posibles causas (p.ej. quemaduras).

Los efectos estocásticos, principalmente cánceres, pero también cataratas y enfermedades cardiovasculares, aparecen a dosis inferiores a 100 mGy. Los cánceres están causados por mutaciones que pueden transmitirse. Una característica de estos efectos es que solo se observan y se pueden demostrar en poblaciones, es decir, no se pueden asociar a un individuo concreto. En estos efectos se concentran los mayores esfuerzos en Protección Radiologica.

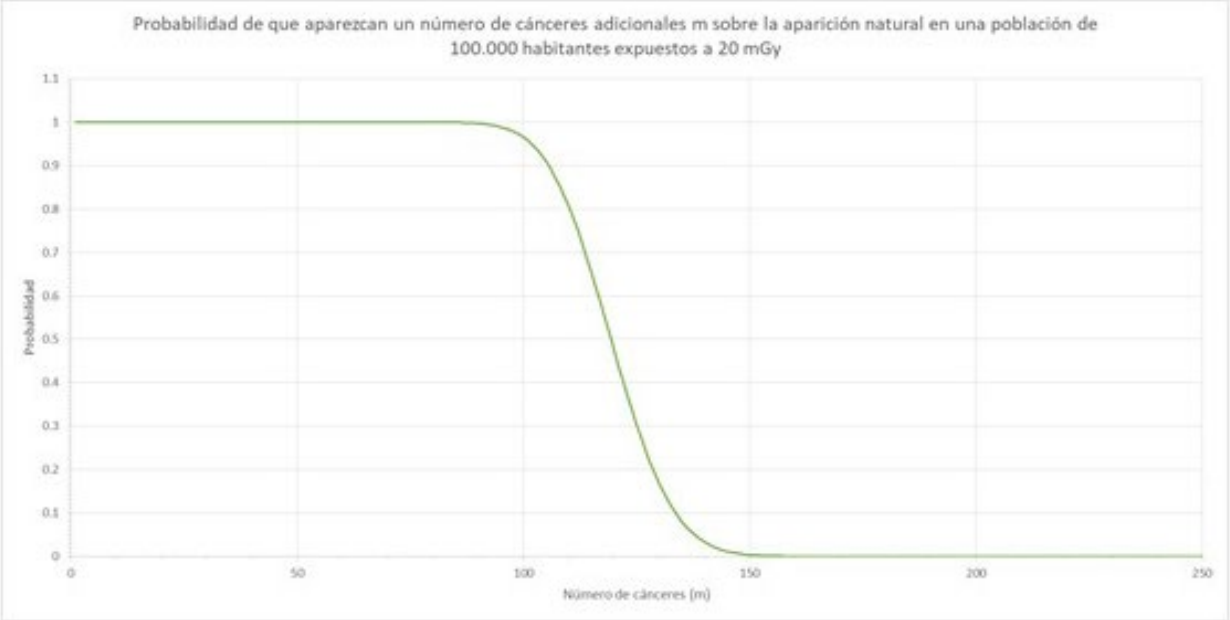


FIGURA 1.- Probabilidad de que aparezcan un número de cánceres m sobre la natural en una población de 100.000 personas, con características similares a la española, expuestas a 20 mGy.

RESULTADOS

La atribución de enfermedades específicas inducidas por la radiación ionizante a dosis bajas, como el cáncer, conlleva incertidumbres inherentes muy grandes como por ejemplo la potencia estadística, la comprensión incompleta de los mecanismos de la carcinogénesis, la variabilidad de las poblaciones y de las evaluaciones retrospectivas de exposición individual, la extrapolación de datos de exposiciones a dosis elevadas, las diferencias en la efectividad biológica, la equivalencia en enfermedades causadas por otros factores ambientales, etc.

No es posible atribuir este tipo de enfermedades a individuos, pero hay dos situaciones en las que puede demostrarse causa-efecto: La primera es cuando existe un incremento epidemiológico verificable (p.ej. supervivientes de Hiroshima y Nagasaki). La segunda es cuando la aparición es ostensible: fondo estadístico muy bajo y radiosensibilidad alta, (p.ej. cánceres de tiroides pediátricos tras exposición a radioiodos).

CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

Estos tres informes subrayan la necesidad de reducir las incertidumbres en la atributabilidad de efectos estocásticos en poblaciones, utilizando métodos estadísticos avanzados, refinando las evaluaciones, investigando los mecanismos biológicos, realizando más estudios epidemiológicos y fomentando la colaboración internacional.

En el caso de la aparición de un cáncer en un individuo determinado tras una exposición a dosis bajas (<100 mGy) no es posible afirmar con certeza que, si no hubiera existido la exposición dicho cáncer no hubiera aparecido. Es necesario encontrar marcadores específicos que permitan asociar una determinada enfermedad estocástica a una exposición a las radiaciones.

BIBLIOGRAFÍA

1 S. D. WALTER. THE ESTIMATION AND INTERPRETATION OF ATTRIBUTABLE RISK IN HEALTH RESEARCH. BIOMETRICS, VOL. 32, NO. 4. (1976), PP. 829-849.

2 UNSCEAR 2012. ANNEX A. ATTRIBUTING HEALTH EFFECTS TO IONIZING RADIATION EXPOSURE AND INFERRING RISKS. (2012) NCRP 171. UNCERTAINTIES IN THE ESTIMATION OF RADIATION RISKS AND PROBABILITY OF DISEASE CAUSATION. (2012) IAEA 122. ATTRIBUTION OF RADIATION HEALTH EFFECTS AND INFERENCE OF RADIATION RISKS. (2023)

VARIABILIDAD DE ESCENARIOS EN CENTROS DE TRABAJO CON CONDICIONES EXTREMAS: CUEVAS TURÍSTICAS

López Pola, M. T. (1); García González, H. (1)
(1) Instituto Nacional de Silicosis

El Instituto Nacional de Silicosis (INS) ha llevado a cabo mediciones de los valores promedio de concentración de radón (Bq/m^3) y de partículas (partículas/cm^3) en distintas cuevas turísticas y diferentes periodos temporales, obteniendo resultados muy variables no solo entre los diferentes emplazamientos si no en una misma cueva y distintos periodos dentro de un mismo año.

Para realizar las mediciones de radón se utilizaron Detectores de trazas para partículas alfa (DTPAs) colocados en 4 periodos de 3 meses, abarcando así un año completo. Dichos DTPAs fueron analizados en un laboratorio acreditado en la UNE EN ISO 17025 para la medida de radón en aire.

La medida de los valores promedio de concentración de partículas, se realizó utilizando un contador de partículas de condensación (TSI CPC 3007) el cual permite medir concentraciones de partículas ultrafinas en el aire, con un rango de detección de 10 nm a 1000 nm (1 µm) y capacidad para medir hasta 100,000 partículas/cm^3. El CPC se expuso en los principales puntos de medida de cada una de las cuevas así como en el exterior de las mismas de cara a poder realizar la comparación.

Los resultados obtenidos en cuanto a concentración promedio de radón así como de partículas han sido muy variables no solo entre distintas cuevas si no en la misma cueva y periodos distitos llegando, por ejemplo a a abarcarse valores que oscilaron entre las 700 nanoparticulas/ cm^3 a 32196 nanoparticulas/ cm^3 dentro de una misma cueva y distintos periodos del año. O los 150 nanoparticulas/ cm^3 a 1700 nanoparticulas/ cm^3 de otra.

La variabilidad encontrada en la mayoría de los casos nos sugiere la complejidad que pueden encontrarse los profesionales dedicados a la protección radiológica de personal de esos centros de trabajo a la hora de realizar un calculo de dosis de los mismos.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

CARACTERIZACIÓN DE UN DETECTOR DE CENTELLEO PARA MEDIDA RADIONUCLEIDOS NATURALES

Alvarez García, A. (1); Suarez Navarro, J. A. (1); Benavente Cuevas, J. F. (1); Suarez Exposito, V. M. (1); Lopez Ponte, M. A. (1)
(1) CIEMAT

INTRODUCCIÓN

La actividad residual procedente de actividades pasadas no sujetas a control reglamentario se define como exposición existente y aplica el artículo 71 del RPSI [1] utilizando niveles de referencia en términos de dosis efectiva entre 1 y 20 mSv año^{-1}. Actividades pasadas relacionadas con la minería o con distintos procesos industriales han dado lugar a la existencia de terrenos con una actividad residual debida a la presencia de radionucleidos naturales. Se presenta la determinación experimental de la eficiencia de un detector de NaI(Tl) para realizar medidas de campo en un antiguo emplazamiento minero.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha diseñado un prototipo que permite simular un terreno contaminado de una superficie de 0,25 m^2 dividido en 25 secciones a distintas distancias fuente-detector. Las medidas realizadas con un patrón de $UO_2[C_2H_3O_2]2{\cdot}2H_2O$ han permitido obtener la eficiencia de un detector de NaI (Tl) para ^{234}Th y ^{235}U, realizando la suma de los espectros teniendo en cuenta las distancias y el ángulo sólido respecto del detector.

RESULTADOS

La figura 1 muestra la gráfica de superficie en la que se ha representado la eficiencia para 92 keV (^{234}Th) para las dos alturas medidas de 5 cm y 15 cm. Las eficiencias muestran el comportamiento esperado: disminuyen con la altura y asimismo el ángulo sólido del detector aumenta con la altura. La figura 3 muestra la disminución de la eficiencia con la altura, tanto para el fotopico de 92 keV como para el de 186 keV del ^{235}U mostrando un comportamiento exponencial.

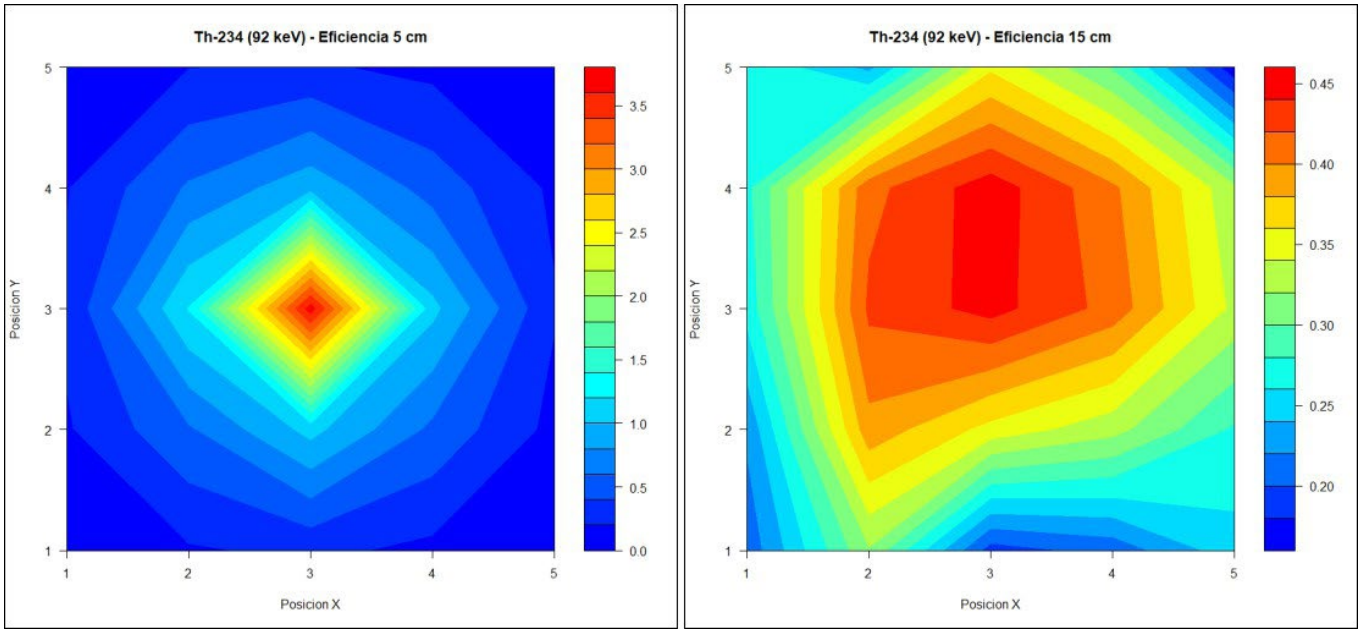


FIGURA 1. Gráficos de superficie para la eficiencia del fotopico de 92 keV del ^{234}Th para las alturas de 5 cm y 15 cm.

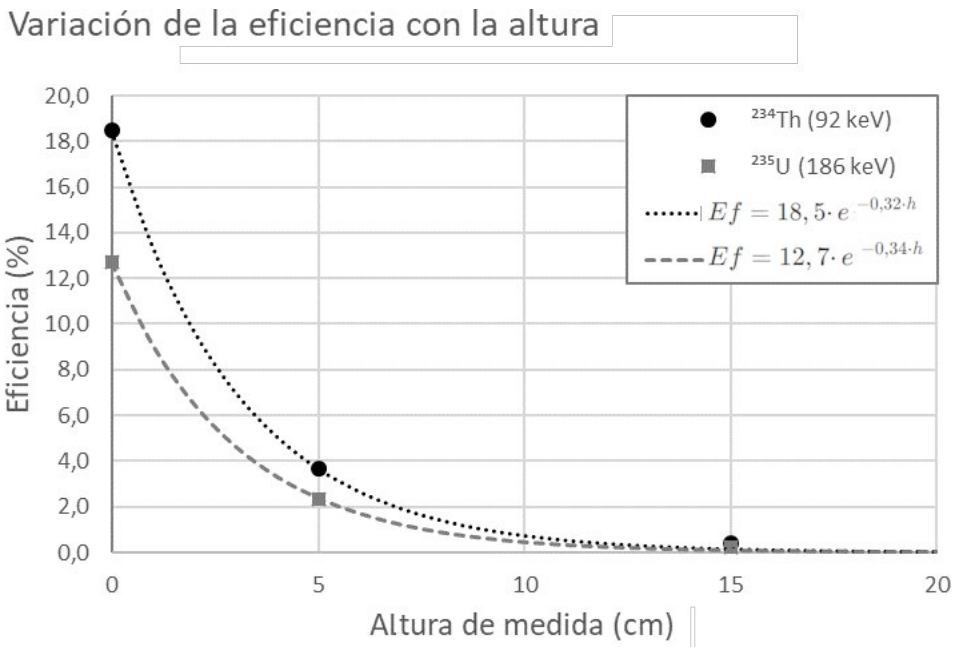


FIGURA 2. Eficiencia para los fotopicos de 92 keV del ^{234}Th y de 186 keV del ^{235}U.

Las condiciones óptimas de medida se situarían entre 10 y 15 cm, ya qué aunque disminuya la eficiencia, el ángulo sólido es mayor y permite cubrir la superficie de medida establecida en el sistema de simulación. La medida en campo con este

detector permitirá cuantificar la concentración de actividad de ^{238}U y la de ^{235}U.

DISCUSIÓN

El artículo 73 del RPSI [1] especifica que sólo se emprenderá una intervención cuando esté justificada de acuerdo con un análisis coste-beneficio. La determinación de la concentración de actividad junto con la medida de la dosis absorbida, los factores de transferencia a la biota obtenidos experimentalmente [2] y otros datos del terreno permitirá mediante modelización calcular las dosis efectivas en distintos escenarios.

CONCLUSIONES

Se ha caracterizado un detector de NaI(Tl) de centelleo sólido para realizar medidas de radionucleidos emisores gamma naturales en campo. Los resultados obtenidos permitirán establecer restricciones de uso del terreno o justificar su rehabilitación.

BIBLIOGRAFÍA

BOE, 2022, «Reglamento de Protección de la Salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes,» RD 1029/2022.

V. Exposito-Suarez y J. Suarez-Navarro, «Modelling the uptake of ^{226}Ra and ^{238}U Stable Elements in plants,» Applied Science, vol. 14, nº 9201, 2024.

RETOS PLANTEADOS EN EL USO DE DETECTORES DE CENTELLEO EN LA REMEDIACIÓN DE TERRENOS CONTAMINADOS CON RADIONUCLEIDOS DE ORIGEN NATURAL

Vico Ocón, A. M. (1); Sanchez Boyer, L. (1); Noguerales Bartolomé, C. (1); Mora Cañadas, J. C. (1); Casado Prieto, N. (1); Garrido Delgado, C. (2)

(1) CIEMAT; (2) CIEMAT (MARSEIN)

INTRODUCCIÓN

Los procesos de restauración de terrenos afectados radiológicamente requieren disponer de sistemas de medida eficientes, que permitan tomar decisiones desde el punto de vista radiológico y que estas no impliquen efectos sobre las personas ni el medio ambiente. El Servicio de Protección Radiológica del CIEMAT realiza estudios aplicados a terrenos afectados radiológicamente con Uranio Procesado (^{238}U (^{234}Th y ^{234m}Pa) y ^{235}U (^{231}Th)), con el objeto es contribuir a las líneas estratégicas de I+D+i en materia de PR del medio ambiente (europeas y española) en relación con la detección, la gestión de materiales, así como en la implementación de sistemas automatizados en las medidas en este tipo de procesos.

Se presentan los resultados de la automatización de la caracterización.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado un detector de centelleo (ZnS(Ag) con superficie aproximada de 2500 cm^2 (50cmx50cm. La detección está basada en las emisiones $/beta$ del ^{234}Th, ^{231}Th y ^{234m}Pa, siendo la de mayor energía la emisión de ^{234m}Pa en 2.278keV con un 97.5% de rendimiento. Las medidas con este equipo (t=30s) se hicieron en muestras no contaminadas (blancos) y en terreno contaminado, donde las [^{234}Th] variaban entre 0.1 y 5.7Bq·g^{-1}. Se verificaron las medidas de todas las muestras por espectometría $/gamma$ en el LMPR del CIEMAT.

El detector se montó en un sistema de transporte del suelo contaminado para obtener medidas en continuo, junto con un software especializado que analiza las medidas y rechaza aquellas que superan un nivel determinado.

RESULTADOS

Se ha estudiado la capacidad del detector de centelleo combinando los resultados de este con los resultados espectrométricos del laboratorio, alcanzándose [^{234}Th] <<50% del nivel de liberación (NL) y confirmándose la detección para el ^{40}K; [^{40}K]—>1.12Bq·g^{-1} (1300-1400cps netas). Al evaluar el cumplimiento de los NL de terrenos (Bq·g^{-1}), se ha usado el criterio de aceptación de la suma unitaria de fracciones (SUF) y su incertidumbre asociada (2S). En la Figura 1 se observan distintas medidas con valores similares SUF+2S, pese a tener [^{234}Th] diferentes. Esto es debido a las consideraciones conservadoras realizadas al tener en cuenta la [^{226}Ra] en el cálculo de SUF+2S para este isotópico.

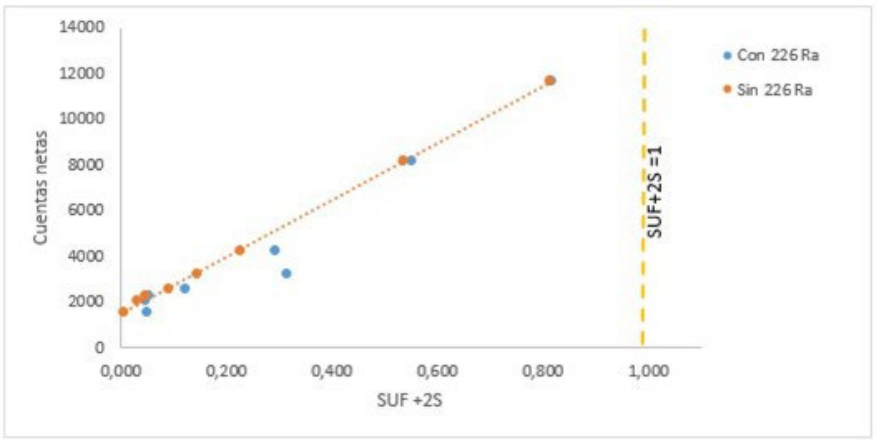


Figura 1. Cumplimiento de los NL ($Bq \cdot g^{-1}$) – criterio aceptación SUF +2S

DISCUSIÓN

Esta investigación contribuye a las líneas estratégicas de I+D+i abiertas a día de hoy en áreas como la gestión de residuos radiactivos en emplazamientos afectados radiológicamente, en particular, en el uso de detectores de centelleo para la caracterización de residuos singulares como son los terrenos contaminados y en la innovación en técnicas de optimización de volumen para su reducción.

CONCLUSIONES

Se ha demostrado la idoneidad del sistema de medida conformado por el detector de centelleo (2500cm^2) para la detección de [^{234}Th] < 10% del NL requerido para este isotópico.

Se necesita mejorar la configuración automatizada del sistema para reducir la dispersión de los resultados, considerando aspectos como el posicionamiento del máterial en zona de caracterización y en la distribución de la muestra.

ESTUDIO DE SISTEMAS DE PURIFICACIÓN DE AIRE PARA LA REDUCCIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN

Martínez Ferri, J. E. (1); Díaz Comeche, A. (2); Juste Vidal, B. (1); Verdú Martín, G. J. (1)
(1) Universitat Politècnica de València; (2) Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Mediambiental (ISIRYM)

Este estudio evalúa la eficiencia de diferentes tecnologías de purificación de aire en la mitigación de la dosis por inhalación de los productos de desintegración del radón. Se analizaron cuatro sistemas: un purificador con filtro HEPA, un ionizador de aire, la combinación de ambos y un sistema de filtración electrostática.

Las mediciones se llevaron a cabo en un búnker subterráneo durante 80 días, utilizando detectores de trazas y monitores en continuo (AlphaE, RadonScout y SmartCAM) para medir la concentración del gas radón durente el proceso. Cada sistema de purificación fue evaluado durante 20 días, comparando la Concentración de Energía Potencial Alfa (PAEC) con el purificador sin estar en funcionamiento y con el purificador en uso.

Los resultados mostraron reducciones de PAEC del 18.12% con el filtro HEPA, 42.53% con el ionizador de aire, 50.31% con la combinación HEPA-ionizador y 19.73% con la filtración electrostática. El ionizador de aire, especialmente en combinación con el filtro HEPA, fue el más eficiente en la reducción de los productos de desintegración del radón.

Se concluye que los sistemas de purificación de aire pueden reducir la dosis por inhalación de radón, siendo los ionizadores una opción especialmente efectiva para mitigar la exposición en entornos con alta concentración de radón.

CONSIDERACIONES RADIOLÓGICAS TRAS EL DESMANTELAMIENTO DE LAS CENTRALES TÉRMICAS DE CARBÓN EN ESPAÑA

Mora Cañadas, J. C. (1); Guillen, F. J. (2)
(1) CIEMAT + LARUEX UEx Caceres; (2) LARUEX–UEx Caceres

INTRODUCCIÓN

En 1948 se inaugura la primera central térmica de combustión de carbón (CTCC) para la producción eléctrica de España: Compostilla I.

La producción eléctrica mediante carbón alcanza su apogeo en España en la década de los 1980s, disminuyendo desde entonces por la llegada de nuevas fuentes de producción (nuclear, gas, eólica o solar).

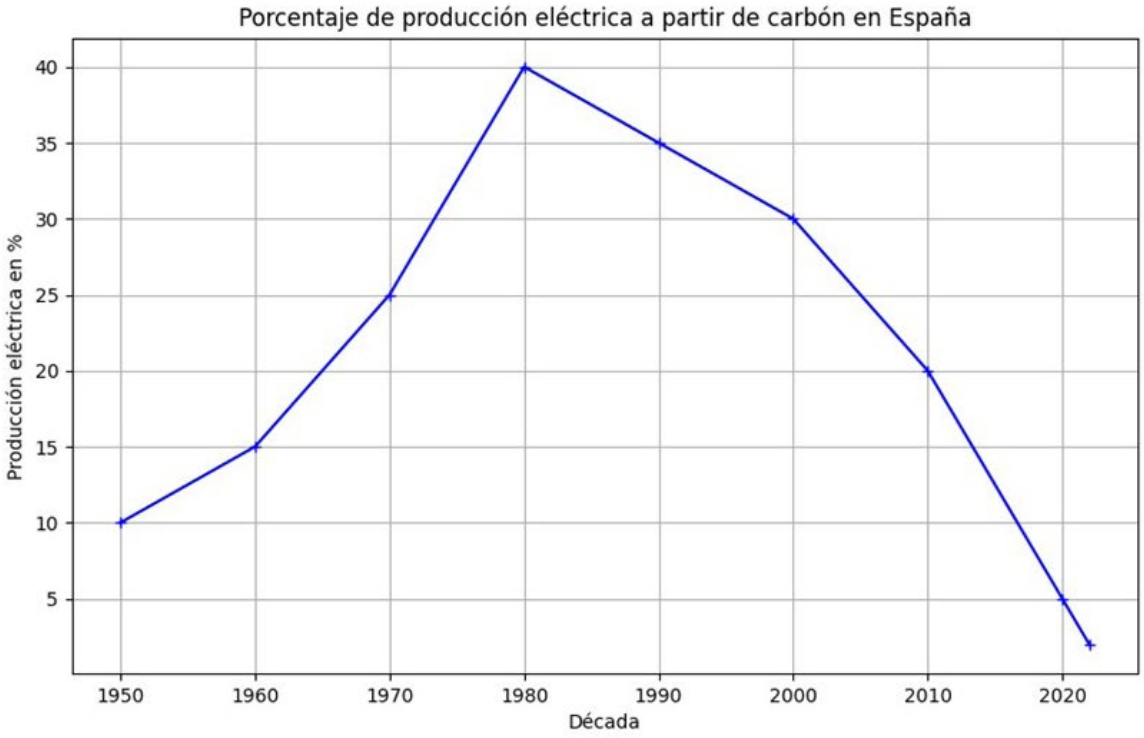


FIGURA 1.- Producción eléctrica a partir de la combustión de carbón en España.

En 1996 el OIEA y la UE regulan las radiaciones naturales, y en España en 2001. Entre las NORM se encuentra la combustión de carbón para la producción eléctrica, y por ello se evaluaron las exposiciones a los trabajadores y al público de todas las centrales térmicas de carbón de España entre el 2004 y el 2016.

A partir de 2010 comienza el cierre de minas y CTCCs, seguido por el desmantelamiento de las centrales. Ya se han desmantelado 7 de ellas (Meirama, Puertollano, Lada, Anllares, Velilla, Pasajes y Andorra), otras 6 se encuentran en desmantelamiento (Soto, Carboneras, Compostilla, Puente Nuevo, La Robla y Narcea), 3 esperan una decisión (Los Barrios, Aboño y Cersc) y 1 sigue en operación (Alcudia 2026).

Es necesario analizar las implicaciones radiológicas que conlleva el cierre y desmantelamiento de estas centrales.

MATERIALES Y MÉTODOS

Entre los estudios realizados para evaluar el impacto de las CTCC, se incluyeron análisis sobre la exposición debida a la irradiación directa y a la resuspensión de material desde las enormes acumulaciones de residuos (escorias y cenizas volantes). Se estudio el impacto radiológico de la gestión de este tipo de residuos en vertederos, las acumulaciones en los intercambiadores de calor de radioisótopos volátiles como el Po210 y el Pb210 y el impacto de los vertidos líquidos y gaseosos (Mora 2009, Mora 2011, Baeza 2011, Baeza 2012, Mora 2016).

RESULTADOS

Deben tenerse en cuenta varias cuestiones en el desmantelamiento de las CTCC:

1. Las chatarras obtenidas en los intercambiadores de calor pueden tener contenidos relativamente altos de Po210 y el Pb210 que se evaporarán, acumulándose en los filtros de las acerías y vertiéndose en parte al medioambiente.
2. Las acumulaciones de residuos con contenidos en radiactividad elevados.
3. Otras instalaciones de combustión para la producción de electricidad y calor.

CONCLUSIONES

Se deben plantear estas cuestiones en la fase de desmantelamiento y clausura de las CTCC:

- Material residual generado en el desmantelamiento: Tomar medidas del fondo radiactivo en torno de las acerías.
- Acumulaciones de residuos: Comportamiento de los radionucleidos (lixiviación, resuspensión y radón).
- Otras instalaciones: centrales de biomasa.

BIBLIOGRAFÍA

(Mora 2009) Behaviour of natural radionuclides in coal combustion. Radioprotection. 2009. (Mora 2011) Modelling the behaviour of 210Po in high temperature processes. JER. 2011.

(Baeza 2011) Analysis of the different source terms of natural radionuclides in a river affected by NORM (Naturally Occurring Radioactive Materials) activities. Chemosphere. 2011.

(Baeza 2012) Enhancement of natural radionuclides in the surroundings of the four largest coal-fired power plants in Spain. JEM. 2012.

(Mora 2016) Assessment for the Management of NORM wastes in Conventional Hazardous and Nonhazardous Waste Landfills. JHM. 2016.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

INDUSTRIAS TENORM Y ESPECTROMETRÍA ALFA: DECONVOLUCIÓN DE ESPECTROS

Olondo Castro, C. (1); Gamarra Morales, A. (1); Idoeta Hernadorena, R. (1); Herranz Soler, M. (1)
(1) Escuela de Ingeniería de Bilbao; (2) Escuela Ingeniería de Bilbao

INTRODUCCIÓN

El tratamiento final de los residuos TENORM generados en la industria minera, petrolífera o gasística, principalmente grandes cantidades de agua, lodos y costras, depende de su caracterización radiológica. Éstos, presentan altas concentraciones de actividad, a priori desconocida, por lo que el establecimiento de la masa, del tiempo de media y de la distancia fuente-detector adecuados para esta determinación no es baladí.

Normalmente hay que tomar una cantidad de masa muy pequeña, manteniendo un compromiso entre la masa mínima a usar y su representatividad y homogeneidad; así mismo, para conseguir un buen espectro, es necesario ajustar los parámetros de medida. El ajuste de éstos no es sencillo ya que en ocasiones la masa, a pesar de ser pequeña, sigue presentando mucha actividad por lo que para evitar el solape entre los picos incógnita y el pico trazador, resulta necesario controlar el tiempo de medida y/o la distancia entre fuente-detector. Sin embargo, a pesar su control, no se obtiene un espectro adecuado, siendo necesario repetir la preparación de la muestra variando de masa y ajustando nuevamente distancia y tiempo, con el consumo de tiempo y material que conlleva.

Para disminuir esta repetición de muestras y la secuencia de medidas a distintos tiempos y distancias, se ha optado por deconvolucionar los espectros para, a pesar de los solapes, determinar esta actividad.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las muestras, una vez realizada la separación radioquímica y electrodepositadas o depositadas en la plancheta, se han medido mediante espectrometría alfa en los detectores PIPS que tiene el LMBA (UPV/EHU), de 450 mm2 de área, eficiencia aproximada del 25% y fondos del entorno de 6 10-5 cps.

Se ha trabajado con residuos de alta actividad de polonio, uranio y torio, haciendo hincapié en la deconvolución de Po-210 y Po-209 (trazador), U-235 y U-234 y Th-230 y Th-229 (trazador).

A pesar de que los emisores alfa emiten partículas a energías discretas, por la posible presencia en la plancheta de restos de impurezas procedentes de la radioseparación, los diferentes trayectos que siguen las partículas alfa tras su emisión hasta su llegada al detector, el uso de una lámina fina que evite la contaminación del detector por núcleos de retroceso, el espectro de emisión no se corresponde a una gaussiana, sino que ésta se ve desplazada hacia bajas energías.

Tras comparar distintas metodologías, se ha optado por deconvolucionar ajustando los picos a estudio a una función error complementaria, que desplaza la curva de la distribución gaussiana hacia emisiones de menor energías.

RESULTADOS Y DISCUSIONES

Primeramente, se ha aproximado un espectro de emisión de Po-209, obteniéndose un ajuste muy adecuado del mismo.

Seguidamente, se ha aplicado el ajuste de esta función a los espectros de Po-209 y Po-210, ajuste controlado por el analista encargado del estudio espectrométrico, deconvolucionándose satisfactoriamente ambos.

CONCLUSIONES

La aproximación de los espectros mediante la función error complementaria proporciona resultados congruentes, proporcionando una herramienta adecuada para la deconvolución de picos obtenidos de muestras TENORM.

ESTUDIO DE LA TRANSFERENCIA Y ESTABILIZACIÓN DE CONCENTRACIONES DE RADÓN EN AGUA Y AIRE

Trull Hernandis, C. (1); Juste, B. (1); Sancho, M. (1); Noverques, A. (1); Verdú, G. (1)
(1) Instituto Universitario de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM), Universitat Politècnica de València

El radón es un gas radiactivo que se origina en la naturaleza y se transporta por el terreno o disuelto en las aguas alcanzando espacios cerrados en donde tiende a acumularse. La exposición por inhalación a radón constituye un riesgo para la salud, siendo la segunda causa de muerte por cáncer de pulmón en el mundo. Escenarios naturales como cuevas, spas y balnearios contienen radón en sus aguas, así como en la fase aire de espacios confinados. Para controlar la exposición a radón y establecer correctamente las medidas de mitigación necesarias y así proteger a la población y/o trabajadores expuestos, es importante conocer los procesos de transporte de radón entre agua/aire. Este trabajo se centra en analizar a escala de laboratorio, el transporte de radón entre los medios agua/aire que están en contacto, para evaluar la posible estabilización de la concentración de radón en ambos medios, que permita, posteriormente, simular escenarios reales y estudiar en futuros ensayos la influencia de variables del sistema sobre el transporte de radón.

Para este estudio se dispone de un montaje experimental que permite monitorizar las concentraciones de radón en ambos medios en contacto, Figura 1. Éste consiste en un recipiente hermético que contiene agua y aire, conectado a un sistema auxiliar que con una bomba recircula el aire que una fuente de radón enriquece. El aire con radón, al difundir a través de las conducciones que están en contacto con el agua, enriquece la fase acuosa. La concentración de radón en aire del recipiente principal se mide

utilizando un detector RadonScout, que registra una medida por hora. Las muestras de agua se extraen manualmente y el radón disuelto se contabiliza en un contador de centelleo líquido Hidex 600SLe.

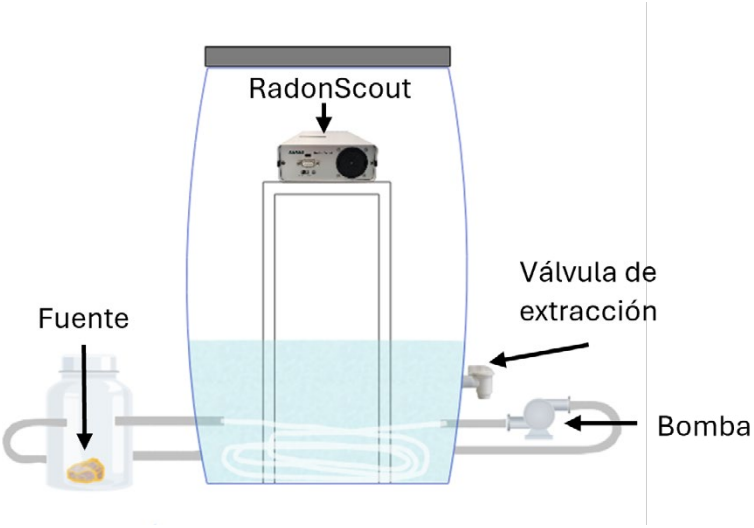


FIGURA 1. Esquema montaje experimental.

Se realizan tres ensayos para evaluar si las concentraciones de radón del sistema estabilizan en agua y aire. La FIGURA 2 presenta la evolución de concentraciones de un ensayo, en el que se alcanzan concentraciones constantes en ambas fases. Se observa una primera etapa donde ambas fases se enriquecen hasta que, aproximadamente a las 100 horas, el agua tiende a valores constantes en torno a 35 Bq/L. Por su parte, en el aire se observa que la primera fase de enriquecimiento se alarga aproximadamente 350 horas, momento a partir del cual se aprecia ya una estabilización en torno a 24 kBq/m^3.

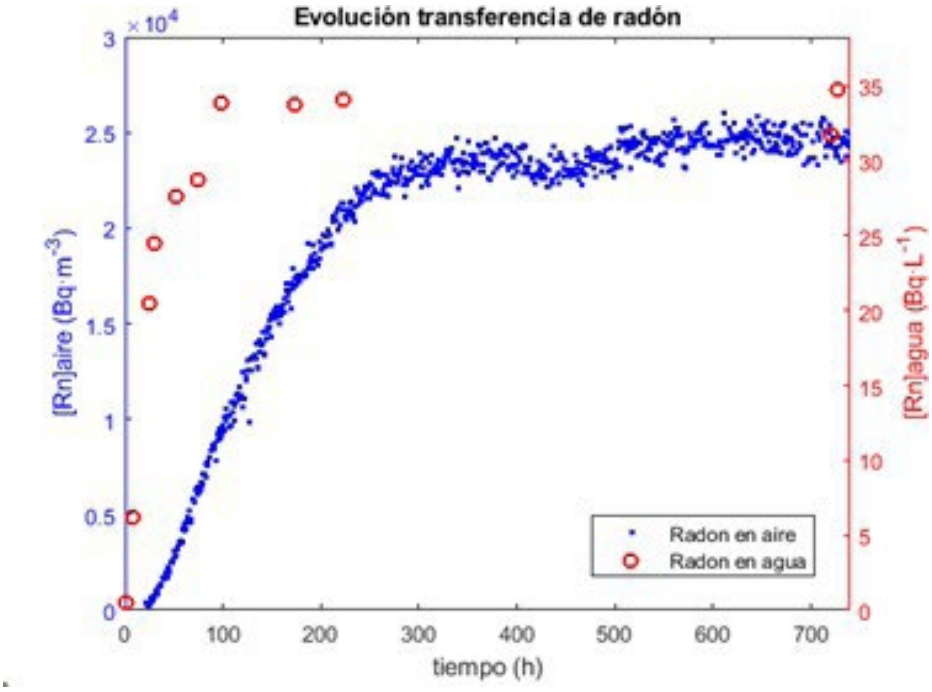


FIGURA 2. Evolución de la transferencia de radón con el tiempo.

La estabilización del medio acuoso ocurre antes que en la fase aire, dado que el sistema auxiliar de aporte enriquece el agua. Una vez enriquecida, ésta se convierte en la fuente de la fase aire, razón por la que se registra un desfase en su estabilización.

Se concluye que el montaje experimental permite alcanzar concentraciones de radón constantes en ambos medios, habiéndose invertido aproximadamente 4 días en enriquecer los 25 litros de agua, mientras que son necesarios en torno a 15 días para alcanzar condiciones estables en los 0.092 m^3 de la fase aire.

USO DE COEFICIENTES DE TRANSFERENCIA ESPECÍFICOS PARA LA ESTIMACIÓN DE TASA DE DOSIS A LA BIOTA EN ECOSISTEMAS MEDITERRÁNEOS

Guillén Gerada, F. J. (1); Real Gallego, A. (2); Gata Jaramillo, A. M. (3); Escribano, A. (2); Muñoz Muñoz, J. G. (3); Salas García, A. (3)
(1) Facultad de Veterinaria, Unviersidad de Extremadura; (2) CIEMAT; (3) LARUEX, Facultad de Veterinaria, Unviersidad de Extremadura

Los parámetros de transferencia juegan un papel decisivo a la hora de evaluar el impacto radiológico en el medio ambiente, ya que son específicos del ecosistema considerado debido a que muestran una gran dependencia de las condiciones climáticas y de las características propias de los mismos. Para el caso de ecosistemas mediterráneos, típicos de nuestro país, se ha comprobado que existe una carencia de estos valores, observándose en compilaciones internacionales, como la IAEA TRS 479, un sesgo geográfico muy pronunciado en favor de ecosistemas de climas templados. En este estudio se considera la aproximación de Animales y Plantas de Referencia (RAPs) recomendada por la ICRP para la evaluación de la tasa de dosis, realizada mediante la herramienta ERICA 2.0. Los coeficientes de transferencia (CR) para ecosistemas mediterráneos utilizados corresponden a ecosistemas terrestres (dehesa en la provincia de Cáceres) y acuáticos de agua dulce (embalse de Arrocampo de refrigeración de la C.N. Almaraz). Dado que las actividades de radionucleidos antropogénicos son calificables como muy bajas en estos ecosistemas, siendo normalmente inferiores al límite de detección, los valores de CR se calcularon a partir de elementos estables análogos. Las tasas de dosis evaluadas para cada uno de los RAPs considerados se compararon con los niveles de referencia (benchmark) establecidos a nivel internacional, siendo en todos los casos inferiores. De modo que, por un lado, no se esperan efectos adversos a la flora y fauna y, por otro, se determina la tasa de dosis debida al fondo radiológico ya existente en estos ecosistemas.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido realizado dentro del proyecto “Regulación de la Evaluación del Impacto Radiológico Ambiental”, financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear en la Convocatoria de I+D+i de 2021

DESARROLLO DE ESCENARIOS PARA UNA METODOLOGÍA DE ESTIMACIÓN DE LA CONTAMINACIÓN RADIACTIVA DE AGUAS SUBTERRÁNEAS POR EFLUENTES LÍQUIDOS

Guillén Gerada, F. J. (1); Salas García, A. (2); Cabezas Vinagre, L. (2); Tejado Ramos, J. J. (3); Haut Hurtado, J. M. (4); Paoletti Ávila, M. E. (4)
(1) Facultad de Veterinaria, Unviersidad de Extremadura; (2) LARUEX, Facultad de Veterinaria, Unviersidad de Extremadura; (3) INTROMAC; (4) Escuela Politécnica, Universidad de Extremadura

La estimación de la propagación de radionucleidos en aguas subterráneas debido a efluentes líquidos procedentes de instalaciones nucleares, o del ciclo de combustible, o en zonas de minas de uranio restauradas, zonas con residuos NORM o zonas restauradas afectadas previamente por vertidos radioactivos, es un problema muy complejo, debido a que puede llegar a presentar un gran número de variables que intervienen. La primera de estas variables a considerar es el tipo de radionucleidos a tratar, que pueden ser de origen antropogénico (detallados en la Guía de Seguridad 1.4 del CSN), naturales, o de origen médico. El entorno geológico y la propia composición físico-química de las aguas subterráneas también afectan significativamente, ya que los procesos de adsorción y desorción de radionucleidos depende tanto de las propiedades del medio que tiene que atravesar el efluente y/o agua subterránea, como de las especies químicas solubles que se forman.

Para acotar en la medida de lo posible esta variabilidad se han diseñado varios escenarios en los que se han definido el tipo de radionucleidos presentes en los efluentes, las dimensiones y características del sistema a evaluar, su composición geológica y las propiedades físico-químicas del agua subterránea, entre otras variables. A partir de estos escenarios, se obtienen pueden especificar los parámetros necesarios a obtener para diversos softwares de modelización de dispersión de contaminantes.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido realizado dentro del proyecto “Metodología simplificada para la estimación de la contaminación radiactiva de agua subterráneas por efluentes líquidos”, financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear en la Convocatoria de I+D+i de 2024

COMPARATIVA DE LA NORMATIVA NCRP 151 Y DIN 6847: CÁLCULO DEL ESPESOR DE LOS BLINDAJES

Mayo Nogueira, P. (1); Reinado Martínez, D. (2); Campayo Esteban, J. (3); Verdú Martín, G. (1)
(1) Universitat Politècnica de València; (2) Elekta Medical; (3) Hospital Universitario y Politécnico La Fe

INTRODUCCIÓN

La radioterapia en un tratamiento anticancerígeno no quirúrgico, empleado en más del 50% de los pacientes que sufren algún tipo de cáncer, tanto con finalidad curativa como paliativa (Lee & Lee, 2021). Para garantizar el buen aislamiento del búnker en el que se encuentra el acelerador lineal, el diseño de los blindajes es una de las principales medidas de protección radiológica, por ello la importancia de determinar su espesor óptimo y material (plomo, hormigón de alta densidad..). Consisten en barreras físicas que reciben directa o indirectamente radiación y cuyo objetivo es reducir de forma considerable la exposición a la radiación tanto trabajadores como pacientes (Jiménez Gordon, 2009).

MATERIAL Y MÉTODOS

:Para determinar el espesor del blindaje, tanto de barreras primarias como secundarias existe normativa con distinta metodología. La *NCRP-151* emitida por el National Council on Radiation Protection and Measurements de Estados Unidos, es la que se utiliza en España. La DIN-6847, emitida por el Deutsches Institut für Normung (DIN), se sigue en Portugal y otros países. Ambas recomendaciones se basan en el concepto de 'tenth-value layer (TVL)', que pretende disminuir la intensidad de la radiación un 90%. Para calcularlo, se consideran los siguientes parámetros: exposición semanal (W), factor de uso (U), factor de ocupación (T), y objetivos diseñados de barrera (P). Siguiendo la metodología de DIN-6847, el cálculo del espesor de la barrera primaria se basa en la siguiente fórmula: $si= ni \times zi$; siendo $ni = log10(1/B) = log10((W \times U \times Ki \times qi)/Hi)$. Por tanto se considera únicamente el primer valor TVL (Rodrigues & Poli, s. f.). Para calcular el espesor de la barrera primaria siguiendo la norma NCRP 151, se utiliza la fórmula: $t = TVL1 + (n-1)TVLe$, con $n = log10\ (1/B)$ donde '$TVL1$' y '$TVLe$' son los valores del TVL primero y el de equilibrio.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se han realizado varios estudios comparativos como el realizado por Diego González obteniendo los resultados de la Tabla1 para el búnker del equipo Elekta-Versa, en hospital de Jaén. Se observa mayor espesor en las tres barreras primarias según la NCRP 151, debido a considerar la Tasa de Dosis Instantánea (IDR) (un límite de dosis de 0,02 mSv en cualquier hora) mientras que la norma DIN sólo considera el límite de dosis semanal. La diferencia en el techo alcanza un 23% por la consideración del criterio IDR.

	Resultados blindaje (cm)		
N°	DIN 6847-2 (diseño)	NCRP 151 (comparación)	Diferencia (%)
1	216	232	7.41
2	169	175	3.55
3	145	179	23.45

CONCLUSIONES

Ambas propuestas de cálculo podrían completarse, así como el sentido de tasa de dosis a cualquier hora. La evaluación de producción neutrónica se puede modelar con Montecarlo, comparando códigos como MCNP, GEANT.

GESTIÓN DE RESIDUOS LÍQUIDOS CON CONTENIDO RADIACTIVO DE 131I, 177LU Y 177MLU PROCEDENTES DE TERAPIA METABÓLICA

Tartilán Buey, A. (1); Escobar Corominas, I. (1); Montes Fuentes, C. (1); Vicente Bernal, R. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Martín Rincón, C. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

Los pacientes sometidos a tratamientos con radiofármacos eliminan gran parte de la actividad administrada a través de la orina, que debe ser tratada como un efluente radiactivo. La incorporación al uso clínico de tratamientos con 177Lu, y su contaminante 177mLu en el caso del tratamiento con DOTATATE, obliga a considerar la contribución relativa de ambos isótopos para su evacuación a través de tanques que también albergan residuos líquidos procedentes de tratamientos con 131I.

MATERIALES Y MÉTODOS

Desde el mes de octubre de 2021, el sistema de recogida de residuos líquidos de la instalación radiactiva cuenta con cuatro tanques de 2250 litros cada uno en los que se recogen de manera conjunta las excretas líquidas de los pacientes tratados con 131I, 177Lu-DOTATATE y 177Lu-PSMA. Desde la instalación del sistema de recogida descrito se han evacuado un total de 6 tanques y se ha cerrado uno más.

Se calculan la actividad total y los valores de concentración de 131I y 177Lu en cada tanque y en el punto final de vertido, considerando que cada paciente excreta por orina el total de la actividad administrada. Para calcular la actividad de 177mLu se asume que los pacientes tratados con 177Lu- DOTATATE tienen la proporción máxima del contaminante establecida por el fabricante (0,009 % de la actividad de 177Lu en la fecha de administración).

RESULTADOS

En la Tabla I aparecen recogidos los datos de actividad y la fracción de concentración de cada radioisótopo en cada uno de los tanques a la fecha de evacuación. La fracción de concentración está referida a la concentración de cada radioisótopo con respecto al límite calculado según lo establecido en la Instrucción IS-28 del Consejo de Seguridad Nuclear, y se calcula, por un lado, a partir del volumen de los tanques, y por otro, a partir del volumen en el punto final de vertido considerando el agua total evacuada por el hospital durante el tiempo de vertido del tanque.

Tabla I. Actividad, fracción de concentración en el tanque (FC tanque) y fracción de concentración en el punto final de vertido (FC PFV) para cada uno de los isótopos considerados.

DISCUSIÓN

Se observa que la actividad total en fecha de evacuación de cada uno de los tanques cerrados está muy por debajo del límite de actividad establecido en la IS-28. En cuanto al límite de concentración de actividad, se superaría si únicamente se considera el volumen de los tanques. Sin embargo, considerando la concentración en el punto final de vertido se está un orden de magnitud por debajo del límite calculado.

CONCLUSIONES

El almacenamiento conjunto de los residuos líquidos contaminados por distintos radioisótopos exige un estudio diferenciado del decaimiento de cada uno de ellos, teniendo en cuenta la presencia del 177mLu, que podría suponer un mayor tiempo de almacenaje antes de su evacuación. Se verifica el cumplimiento de la Instrucción IS-28 del CSN para mezclas de radionucleidos.

IMPLANTACIÓN DE UNA HOJA DE CÁLCULO PARA EL ESTUDIO DE LA FECHA DE EVACUACIÓN DE UN DEPÓSITO DE RESIDUOS RADIACTIVOS LÍQUIDOS

Fernández Benítez, M. (1); Fernández Romero, J. J. (2); Ruíz Manrique, C. (2); Pérez González, M. A. (2); Bodineau Gil, C. (2)
(1) Hospital Universitario de Cáceres; (2) Hospital Regional Universitario de Málaga

INTRODUCCIÓN

La nuevos tratamientos con ^{177}Lu para el tratamiento de cáncer de próstata o tumores neuroendocrinos requieren el ingreso del paciente en habitaciones blindadas y el almacenamiento de su orina en depósitos blindados.

La producción del ^{177}Lu puede realizarse a través de dos procedimientos diferentes, uno de los cuales genera ^{177m}Lu, cuyo periodo de semidesintegración son 161 días, mientras que el del ^{177}Lu son 6,71 días.

Además de estos nuevos isótopos, en los depósitos también se almacenan los residuos generados por los tratamientos con ^{131}I ($T_{1/2}$ de 8,04 días).

Según la normativa actual para poder evacuar un depósito en el que tenemos más de un isótopo diferente debe cumplirse:

$$/sum_i /fracC(i)/cdot600LIA(i)/leq1$$

donde C es la concentración de cada uno de los isótopos y LIA el "límite de incorporación anual por ingestión" definido para cada uno de ellos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para poder estudiar si es posible el vertido del depósito a la red pública se elabora una hoja de cálculo en Excel con la estructura mostrada en la FIGURA 1.

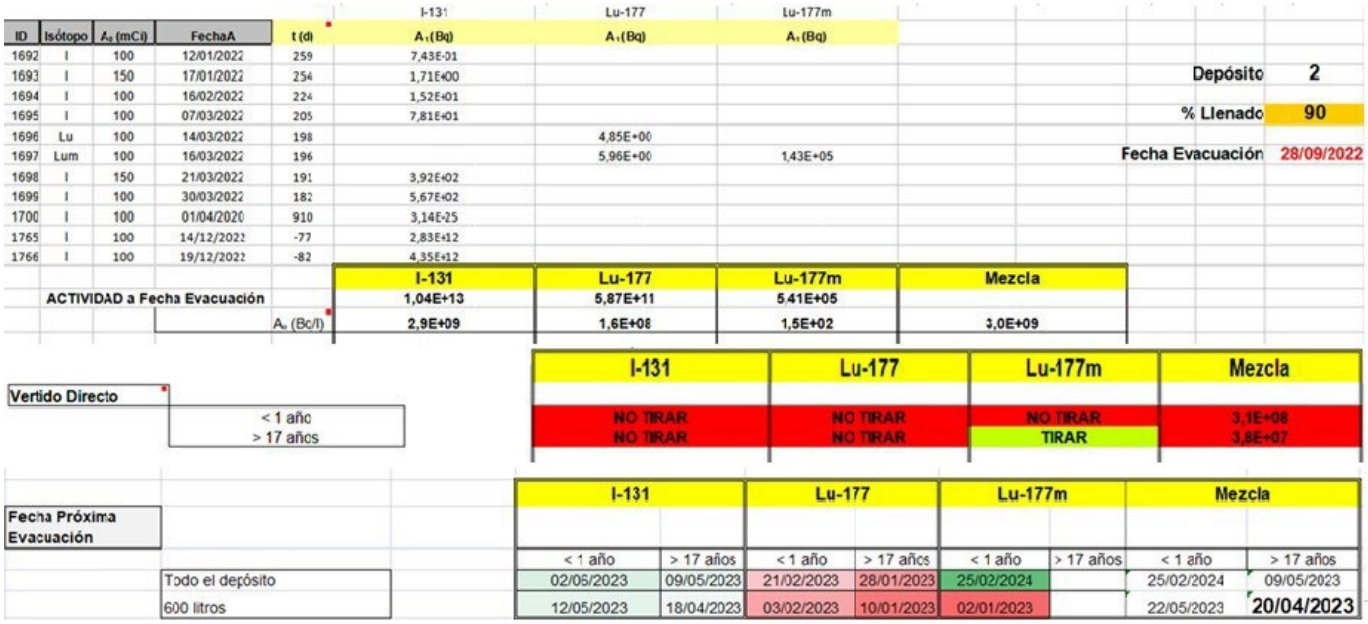


FIGURA 1. *Estructura de la hoja de cálculo creada para el estudio de la fecha de evacuación de un depósito de efluentes radiactivos.*

En primer lugar, debemos registrar todos los pacientes ingresados durante el periodo de tiempo de llenado del depósito con la fecha de administración, isótopo y actividad administrada (suponiendo que el 100% de la actividad es eliminada por la orina).

A continuación, introducimos la fecha para la que queremos conocer si la evacuación es posible y el porcentaje de llenado, y la hoja de cálculo realiza las operaciones necesarias para informarnos de si es posible el vertido directo de cada isótopo de forma individual (para el caso que solo tuviéramos uno de ellos) o de la mezcla de todos para menores de un año y mayores de 17.

Finalmente, nos indica la fecha más cercana para que dicha evacuación pudiera realizarse de forma segura en los casos anteriores suponiendo que se ingiere todo el depósito o únicamente 600 l (consumo de agua anual aproximado de una persona).

RESULTADOS

La hoja de cálculo creada fue probada con uno de los depósitos de nuestra instalación arrojando los resultados mostrados en la Figura 2.

ACTIVIDAD a Fecha Evacuación			I-131	Lu-177	Lu-177m	Mezcla
			2,19E+08	3,16E+08	1,55E+06	
Depósito	1					
F. Evacuación	19/01/2024					
Nº Pacientes	84		60	24	4	84
Período	Desde: 09/01/2023 a: 15/12/2023					
ID Pacientes	Desde: 1 a: 84					
Depósito						
	Llenado (l)	3888				
		Actividad (Bq)	2,19E+08	3,16E+08	1,55E+06	5,36E+08
		A_e (Bq/l)	**5,6E+04**	**8,1E+04**	**4,0E+02**	**1,4E+05**
Límites Dosis (Sv/a)						
	Dosis (Sv/a)	1.E-03				
	Bebida (l/a)	600				
		Evacuación (Bq/l)	9,3 / 75,8	273,2 / 3144,7	98 / 980,4	
Vertido Directo						
	< 1 año		NO TIRAR	NO TIRAR	NO TIRAR	6,38E+03
	> 17 años		NO TIRAR	NO TIRAR	TIRAR	7,69E+02
Dosis Efectiva (mSv)						
			< 1 año / > 17 años	< 1 año / > 17 años	< 1 año / > 17 años	< 1 año / > 17 años
	Todo el depósito 600 litros		3,9E+04 / 4,6E+03	1,9E+03 / 1,7E+02	2,6E+01 / 2,6E+00	4,1E+04 / 5,0E+03
			6,1E+03 / 7,4E+02	3,0E+02 / 2,6E+01	4,1E+00 / 4,1E-01	6,4E+03 / 7,7E+02
Fecha Próxima Evacuación						
			< 1 año / > 17 años	< 1 año / > 17 años	< 1 año / > 17 años	< 1 año / > 17 años
	Todo el depósito 600 litros		20/05/2024 / 26/04/2024	01/04/2024 / 08/03/2024	16/02/2026 / 30/08/2024	16/02/2026 / 30/08/2024
			29/04/2024 / 04/04/2024	14/03/2024 / 19/02/2024	09/12/2024 /	10/12/2024 / **09/04/2024**

Figura 2. *Resultados para el depósito estudiado.*

CONCLUSIONES

Como puede observarse en la Figura 2, a fecha de estudio no se podría realizar la evacuación del depósito de forma segura y habría que mantener los residuos almacenados hasta el 09/04/2024 para que pudieran ser vertidos a la red pública.

BIBLIOGRAFÍA

Real Decreto 1029/2022, de 20 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes. BOE núm. 305, de 21 de diciembre de 2022, páginas 178672 a 178732

Gestión de efluentes radiactivos. Foro CSN/SEPR-SEFM de protección radiológica en el medio sanitario (2009)

ACTUACIONES EN EL MARCO DEL PROGRAMA DE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS DE LA COMUNITAT VALENCIANA

Simeó Vinaixa, M. (1)

(1) Instituto de Física Corpuscular (IFIC). Centro Mixto Universitat de València (UV)–CSIC

INTRODUCCIÓN

El uso global de isótopos radiactivos en áreas como la industria, la investigación o la medicina ha incrementado la presencia de fuentes de radiación en la sociedad, En consecuencia, a los riesgos asociados a accidentes en centrales nucleares, se añaden nuevos riesgos relacionados con instalaciones radiactivas, fuentes huérfanas en centros de residuos, contrabando de material radiactivo, etc. [1]. Esta situacion ha generado una preocupación internacional, y ha manifestado la necesidad de contar con protocolos para proteger a la población y al medio ambiente ante posibles situaciones de emergencia radiológica. En este contexto, el Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universitat de València (LARAM) y la Agencia Valenciana de Seguridad y Respuesta a las Emergencias (AVSRE) han firmado un convenio con el objetivo de desarrollar un plan de actuación en caso de emergencia radiológica (convenio PVRE) [2].

MATERIAL Y MÉTODOS

El LARAM ha construido una unidad móvil de detección y análisis "in situ" de emisores gamma (UMODEG-LARAM) que consta de dos detectores gamma portátiles (NaI y HPGe), montados en una estructura móvil con un sistema de estabilización (FIGURA 1). Los detectores han sido calibrados en energía y caracterizados en eficiencia para espectrometría gamma "in situ". En caso de emergencia radiológica, es crucial conocer el fondo radiactivo ambiental previo para evaluar el nivel de contaminación de la zona afectada. Por ello, se realiza una caracterización del entorno de las instalaciones radiactivas que incluye la toma de espectros gamma de referencia con UMODEG-LARAM, la identificación de muestras representativas de suelos, filtros de partículas de polvo, entre otros, y su análisis gamma y alfa/beta total en el laboratorio.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Comunitat Valenciana hay actualmente 53 instalaciones radiológicas que trabajan con fuentes radiactivas, las cuales podrían generar una emergencia radiológica. El LARAM ha caracterizado el entorno del 22% de estas instalaciones. Se han tomado espectros gamma de referencia en diferentes puntos del entorno de la instalación con UMODEG-LARAM. Además, se han realizado análisis de muestras de suelo, agua y vegetales recogidas en cada instalación, y de filtros de partículas de polvo con una bomba de aspiración de bajo flujo.Los resultados mostraron actividad de isótopos radiactivos naturales, como Pb-214,Tl-208 y K-40. Y en algunos suelos, se observó actividad baja de Cs-137, compatible con el "Fallout" (FIGURA 2). Para cada muestra se determinó el límite de detección de los isótopos medidos en programas de vigilancia medioambiental, lo que permitirá usar estos valores como referencia para evaluar la posible recuperación en caso de emergencia.

CONCLUSIONES

El LARAM ha desarrollado un sistema de medición y análisis "in situ" para detectar radiactividad gamma y para realizar mediciones rápidas en caso de accidente radiológico. Ha elaborado un procedimiento para caracterizar el entorno de las instalaciones radiactivas en la Comunitat Valenciana, que servirá como referencia en una posible fase de recuperación en la eventualidad de un accidente radiológico.



Figura 1. UMODEG-LARAM

Actividad Gamma Isótopos Artificiales

ISÓTOPOS EN LA INSTALACIÓN		Actividad (Bq/kg seco)	LID (Bq/kg seco)
Co	60		0,31

ISÓTOPOS MEDIDOS EN PROGRAMAS MEDIAMBIENTALES		Actividad (Bq/kg seco)	LID (Bq/kg seco)
Cr	51		1,9
Mn	54		0,24
Co	58		0,25
Co	60		0,31
Fe	59		0,42
Zn	65		0,61
Nb	95		0,29
Zr	95		0,48
Ru	103		0,24
Ru	106		1,0
Cs	134		0,34
Cs	137	(2,0±0,6)	0,28
Ba	140		0,75
La	140		0,18
Ce	144		2,1

Actividad Gamma Isótopos Naturales

ISÓTOPOS MEDIDOS EN PROGRAMAS MEDIAMBIENTE		Actividad (Bq/kg seco)	LID (Bq/kg seco)
Be	7		2,3
K	40	(450 ± 130)	7,5
Tl	208	(11 ± 3)	0,35
Pb	212	(28 ± 8)	0,47
Bi	214	(15 ± 4)	0,66
Pb	214	(14 ± 4)	0,76

Actividad alfa/beta Total

	Actividad (Bq/kg seco)	LID (Bq/kg seco)
Alfa	(265 ± 78)	24
Beta	(719 ± 45)	42

Figura 2. Resultados obtenidos para una muestra de suelo ejemplo.

ESTUDIO DE SONDAS DE TASA DE DOSIS DE RADIACIÓN GAMMA PARA LA RED AUTOMÁTICA DE RADIACTIVIDAD AMBIENTAL DEL PAÍS VASCO

Alegria Gutierrez, N. (1); Hernzndez Ceballos, M. A. (2); Peñalva Bengoa, I. (1); Muñoz San Martín, J. M. (3); Domingo Andima, A. (1)
(1) Escuela de Ingeniería de Bilbao; (2) Unviersidad de Córdoba; (3) Gobierno Vasco

INTRODUCCIÓN

En el mercado actual, existen muchos tipos de sondas que permiten realizar mediciones de tasa de dosis (Gamma Dose Rate (GDR)). Lógicamente, dentro de este amplio abanico hay diferentes sondas con diferentes costes. Con el objetivo de diseñar la Nueva Red de Vigilancia Radiológica Ambiental del País Vasco ha sido necesario analizar/caracterizar/comparar las sondas existentes en el mercado, que permitan un adecuado balance entre fiabilidad/coste. Para ello, se estableció inicialmente el rango de medida en que debían operar. Aplicando este rango, se seleccionaron tres sondas, con un coste similar, como son la RX04L de la marca BITT, MIRA de la marca ENVINET, y LB9360 de la marca Berthold. Una vez seleccionadas y analizadas se ha procedido a realizar un intercomparación insitu de las mismas. Para ello se ubicaron en la azotea de la Escuela de Ingeniería de Bilbao, que es la ubicación de la estación de Bilbao de la Red. En dicho emplazamiento, además está ubicada una Cámara de Ionización Reuter-Stokes, que es la sonda más exacta, y que se ha tomado como referencia, pero cuyo coste es 10 veces superior al coste del resto de las sondas. En el presente trabajo se muestran la comparativa de los resultados obtenidos por cada una de las sondas a lo largo del periodo de estudio (2017-2021), así como se analizan sus respuestas en diferentes situaciones meteorológicas, como por ejemplo en diferentes rangos de lluvias, y temperaturas extremas, tanto altas (superiores a 25°C) como bajas (inferiores a 8 °C), en Bilbao.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los datos comparados son los de cada una de las cuatro sondas durante el periodo 2017-2021, obtenidos con una resolución temporal de 10 minutos. Los datos meteorológicos también se han obtenido con esa resolución. Para el proceso de comparación se ha tomado la cámara de Ionización Reuter-Stokes como referencia, calculándose la correlación lineal entre las medidas de cada una de las sondas con respecto a ella en base a variaciones de temperatura y precipitación.

RESULTADOS

Con respecto al comportamiento de sondas en función de la temperatura se puede observar:

- Que la sonda Bitt tiene una correlación próxima al 95 % para todo el rango de temperatura a partir del Percentil P25
- Que las sondas Mira y Berthold presentan un comportamiento totalmente errático
- Con respecto al comportamiento de sondas en función de la precipitación se puede observar:
- Que la sonda Bitt tiene una correlación prácticamente constante menos en 2 casos para todo el rango de temperatura a partir del Percentil P55
- Que las sondas Mira y Berthold presentan un comportamiento totalmente errático para todos los percentiles

CONCLUSIONES

Se puede concluir que teniendo en cuenta el comportamiento de fondo, la correlación en función de la temperatura y en función de la precipitación, la sonda BITT cumple, con una fiabilidad próxima al 95 %, los requisitos necesarios para poder ser considerada como la sonda más adecuada a instalar en la Red de Vigilancia Radiológica Ambiental de la Comunidad Autónoma del País Vasco.

SIMULACIÓN DE UN ACCIDENTE EN LA CENTRAL NUCLEAR DE BLAYAIS, FRANCIA, EMPLEANDO RASCAL

Hernandez Ceballos, M. A. (1); Alegria Gutierrez, N. (2); Peñalva Bengoa, I. (2); Muñoz San Martín, J. M. (3); Guzman, N. (2)
(1) Universidad de Córdoba; (2) Escuela de Ingeniería de Bilbao; (3) Gobierno Vasco;

INTRODUCCIÓN

Los modelos de dispersión atmosférica son una herramienta clave en la interpretación y estimación del desplazamiento de radionucleidos en la atmósfera, y por tanto, en la caracterización y predicción de su variabilidad temporal y espacial. La utilización de estos modelos permite predecir la trayectoria y concentración de radionucleidos liberados, facilitando la toma de decisiones

informadas y oportunas, así como proporcionando una base científica para la implementación de medidas de mitigación y protección. El uso de estas herramientas, sin embargo, requiere un proceso previo que permita establecer su potencialidad de uso así como su grado de fiabilidad.

En este estudio se procede, mediante el uso del código RASCAL (Radiological Assessment System for Consequence Analysis), a simular una hipotética emisión desde la central francesa de Blayais con el fin de determinar su impacto en la región del País Vasco. Se analizarán los resultados obtenidos con el fin de determinar las características de la dispersión, así como las consecuencias sobre la región.

MATERIAL Y MÉTODOS

El modelo RASCAL está desarrollado por la Comisión Reguladora Nuclear de EE.UU. (NRC). Este modelo se utiliza para evaluar las consecuencias de incidentes radiológicos y proporciona estimaciones rápidas de la dispersión y el impacto de liberaciones radiactivas. Este modelo es un código ampliamente usado por la comunidad científica en diversos campos de investigación. Como caso de estudio a fin de trabajar con el modelo se ha simulado una emisión desde la central nuclear de Blayais, situada en el sur de Francia. Esta central ha sido elegida por su cercanía con la región del País Vasco. Se ha seleccionado un periodo con viento del nordeste sobre la central de forma que la nube se dispersase hacia el suroeste. El término fuente seleccionado es del tipo SOARCA-LTSBO, simulándose los 4 días posteriores a las emisión.

RESULTADOS

La ilustración 1 muestra el mapa de actividad “total effective dose qeuivalent” en un radio de 160 km, tomando como centro la propia central nuclear. Se observa que la influencia de esta emisión se localiza al principalmente al suroeste de la central, con un pequeño ramal hacia el oeste. Se establece la mayor dosis (< 50 mSv) hasta distancias superiores a los 80 km. De manera lógica, y por las propias características del modelo, la dispersión de la nube, y por tanto, de la zona afectada, aumenta conforme se separa del punto de emisión.

Ilustración 1: Huella de radionucleidos en su dispersión atmosférica durante los 4 días siguientes al accidente [RASCAL]

CONCLUSIONES

Este trabajo ha servido para generar conocimiento sobre el uso del modelo RASCAL. Mediante la realización de un caso de estudio se ha comprobado la potencialidad del modelo, así como su posible rápida aplicación a situaciones de emergencia radiológica. La simulación de una emisión desde la central nuclear de Blayais ha permitido generar información sobre las consecuencias que pudiera generar sobre la región del País Vasco. Futuros estudios permitirán determinar el grado de preparación de esta región ante improbables pero posibles accidentes nucleares.

MEDIDAS DE LA TASA DE DOSIS GAMMA EN EL NORTE DE ESPAÑA

Alegria Gutierrez, N. (1); Hernández Ceballos, M. A. (2); Peñalva, I. (1); Muñoz San Martín, J. M. (3)
(1) Escuela de Ingeniería de Bilbao; (2) Universidad de Córdoba; (3) Gobierno Vasco

INTRODUCCIÓN

La tasa de dosis gamma (Gamma Dose Rate en inglés, GDR) es un parámetro crucial en la protección radiológica, ya que la radiación gamma, al ser altamente penetrante, presenta riesgos significativos para la salud, incluido un mayor riesgo de cáncer tras una exposición prolongada. Por lo tanto, el seguimiento y la comprensión de la GDR son esenciales para la salud y la seguridad públicas, la vigilancia medioambiental y el cumplimiento normativo.

Las condiciones meteorológicas desempeñan un papel fundamental en la medición tanto de las concentraciones de radón como de la GDR.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se han analizado la GDR de 2009 a 2018 medida en Bilbao (norte de España) para:

- caracterizar las concentraciones de la GDR.
- determinar el impacto de las precipitaciones en las concentraciones de la GDR.
- analizar el impacto de la ocurrencia de “Galerna”, que es un evento meteorológico local propio en esta zona, que puede desarrollarse tanto con precipitación como sin ella.

- establecer correlaciones y dependencias entre las variaciones en los niveles de GDR y 222Rn bajo eventos Galerna, con precipitación y sin precipitación.

RESULTADOS

La concentración media diaria de GDR es de 0,07624 ± 0,00004 µSv/h, donde la incertidumbre se da como el error estándar de la media.

El promedio durante todo el período 2009-2018 de las concentraciones diarias y P95 GDR son más altas bajo precipitación (0,07655 ± 0,00001 µSv/h y 0,0811 ± 0,0002 µSv/h, respectivamente) que sin precipitación (0,0759 ± 0,0008 µSv/h y 0,07955 ± 0,0008 µSv/h, respectivamente).

La relación entre la GDR y la concentración de radón durante los días de precipitación y los días de no precipitación puede explicarse por varios factores ambientales.

La Galerna produce un incremento de la GDR aunque no haya precipitaciones, como se muestra en la figura.

CONCLUSIONES

El análisis ha mostrado aumentos en la GDR bajo precipitación acompañados de reducciones en las concentraciones de radón cuando se desarrolla la Galerna. Estas concentraciones de la GDR deben reconocerse como eventos radiológicos

naturales, lo que requiere la clasificación de dichos picos de la GDR como falsas alarmas en la red de vigilancia radiológica. Comprender estas interacciones mejora la capacidad para interpretar con precisión los datos radiológicos y mejorar las medidas de seguridad pública.

PROGRAMAS DE VIGILANCIA RADIOLOGICA AMBIENTAL ADAPTADOS AL DESMANTELAMIENTO DE CCNN

Belinchon Toral, P. (1); Pinilla Matos, J. L. (2); Davo Martin, D. (1); Alcaide Trenas, E. (3)
(1) UTPR ENRESA MADRID; (2) CABRIL ENRESA; (3) ENRESA MADRID

INTRODUCCIÓN

La UTPR de Enresa, dentro de las actividades englobadas en el RD 1217/2024, Reglamento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas y el RD 102/2014, para la gestión responsable y segura del combustible nuclear gastado y los residuos radiactivos, incluye, entre muchas otras, la actividad de realizar los Programas de Vigilancia Radiológica Ambiental en fase de desmantelamiento de sus instalaciones, en cumplimiento del su artículo 34 (solicitud de autorización de desmantelamiento, Apartado 2) donde se indica que dicha solicitud debe ir acompañada de un Programa de vigilancia radiológica ambiental.

METODOLOGÍA

Los Programas de Vigilancia Radiológica Ambiental en fase de desmantelamiento deben incluir isotopos adicionales a los definidos en los Programas de Vigilancia Radiológica Ambiental en fase de operación, en base al isotópico preexistente en dicha instalación, tipología de reactor, actividades previstas durante la fase de desmantelamiento, etc. En consecuencia, antes del inicio Programas de Vigilancia Radiológica Ambiental en fase de desmantelamiento será necesario realizar un estudio previo y un Programa Preoperacional al propio desmantelamiento de al menos un año que incluya dichos análisis adicionales; con el objeto de conocer los valores preexistentes al inicio del desmantelamiento.

Asimismo, debe realizarse un análisis de control de calidad sobre aproximadamente el 10% de las muestras y el 15% de los análisis realizados en ejecución del Programa de Vigilancia Radiológica Ambiental en fase de desmantelamiento. Estos análisis deben realizarse por un laboratorio diferente al laboratorio principal de análisis.

RESULTADOS

Hasta la fecha, la UTPR ha iniciado y realizado tres Programas de Vigilancia Radiológica Ambiental en fase de desmantelamiento correspondientes a C.N. Santa María de Garoña, C.N. Jose Cabrera y C.N. Vandellos I que continúan realizándose actualmente.

En general, dichos Programas de Vigilancia Radiológica Ambiental en fase de desmantelamiento incluyen los siguientes análisis adicionales a los de la fase operacional (Veáse tabla del pdf adjunto)

DESARROLLO DE PROCEDIMIENTOS DE ACTUACIÓN DE LOS LABORATORIOS DE LA RED DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL DEL CSN EN SITUACIONES ESPECIALES

Ozores, P. (1)
(1) Consejo de Seguridad Nuclear (CSN)

INTRODUCCIÓN

Entre 2021 y 2023 el Grupo de Física Nuclear Aplicada (GFNA) de la Universidad de Sevilla llevó a cabo un proyecto del Plan de I+D del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) titulado "Desarrollo de procedimientos de actuación de los laboratorios de la red de vigilancia radiológica ambiental del CSN en situaciones especiales". El objetivo central del proyecto era la elaboración y desarrollo de una serie de procedimientos de actuación para ser aplicados por los laboratorios de la red de vigilancia radiológica ambiental nacional del CSN en situaciones especiales, entendiendo éstas como aquellas situaciones en las que, habiéndose producido una incidencia radiológica que pueda afectar a la población y el medioambiente, no tenga una magnitud que pueda ser asociada a una situación de emergencia.

MÉTODOS

El proyecto se dividía en las siguientes cinco Fases, para alcanzar el objetivo principal mediante otros más específicos:

- Fase 1. Análisis de escenarios y rango de actuación.
- Fase 2. Análisis de las capacidades de los laboratorios mediante encuesta.
- Fase 3. Propuesta de estrategias de actuación.
- Fase 4. Desarrollo de los procedimientos y técnicas más apropiados a aplicar.
- Fase 5. Desarrollo de los procedimientos de actuación en las situaciones especiales planteadas.

RESULTADOS

Los resultados más destacables del proyecto, así como de los retornes del proyecto en la mejora del desempeño de las funciones del CSN, son los siguientes:

- Durante la fase 1 se desarrollaron todos los posibles escenarios dentro del alcance del proyecto.
- Las capacidades de los 20 laboratorios encuestados fueron recogidas en una base de datos Access, disponible en el CSN.
- La estrategia presentada se fundamenta en la división del territorio nacional en cinco regiones, en las que se establecen las competencias de los laboratorios ubicados en cada una de ellas, según sus capacidades.
- Durante la fase 4 se adaptaron métodos de análisis ya implantados en los laboratorios para la obtención rápida de resultados, con la premisa de ser suficiente trabajar con Límites de Detección un orden de magnitud superior a los utilizados en los planes de vigilancia convencionales.
- Se desarrollaron, de forma detallada, procedimientos para cada posible escenario, de situaciones especiales planteadas y múltiples planes de actuación específicos.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En el marco del Plan de I+D del CSN, el GFHA de la Universidad de Sevilla ha desarrollado los planes previstos en el proyecto"Desarrollo de procedimientos de actuación de los laboratorios de la red de vigilancia radiológica ambiental del CSN en situaciones especiales", correspondientes a la metodología de toma, transporte y gestión de muestras, métodos de análisis y medida y planes de actuación, en función de los escenarios identificados y las estrategias elaboradas. Los procedimientos serán publicados por el CSN, para que estén a disposición de todos los laboratorios pertenecientes a las redes de vigilancia radiológica ambiental de ámbito nacional, de modo que tanto ellos como el CSN, puedan saber cómo actuar en una situación especial, mejorando así la eficiencia en la gestión de las mismas.

DINÁMICA ATMOSFÉRICA DEL 210PO Y SUS IMPLICACIONES RADIOLÓGICAS

Santos Cárdenas, P. (1); García Piñero, F. (2); Bailón García, E. (1); Ferro García, M. Á. (1); Carrasco Marín, F. (1)
(1) UNIVERSIDAD DE GRANADA; (2) UNIVERSIDAD DE GOTEMBURGO

INTRODUCCIÓN

Una de las hijas del Radón de vida larga como ^{210}Po es ampliamente utilizada en estudios atmosféricos, como trazador atmosférico natural informando del movimiento y transporte de las masas de aire alrededor de nuestro planeta, y del tiempo de residencia de los aerosoles en la atmósfera. Por ello, el monitoreo de este puede ser de interés para rastrear eventos naturales que puedan aumentar el nivel de radiactividad en el aire. El ^{210}Po es altamente radiotóxico cuando se inhala o ingiere debido a su muy alta actividad específica, ser un emisor alfa de alta energía, lo que supone un gran riesgo radiológico para la salud de la población (Terray et al. 2020)

Nuestro estudio se centra en el monitoreo y evolución temporal de la concentración de ^{210}Po presente en los aerosoles del sureste de la península Ibérica, en función de parámetros meteorológicos, en el periodo entre Enero y Mayo del presente año, y estudiar el posible impacto radiológico por inhalación en la población de la zona.

MATERIALES Y MÉTODOS

El muestreo de los aerosoles se ha realizado en la terraza de la Facultad de Ciencias de Granada (altitud de 666 metros), con un captador de aire de bajo volumen AVS-60A (Radeco, 85 L/min) equipado con un cabezal para la recolección de partículas de tamaño superior a 0,45 micras. El muestreo se realiza semanalmente entre Enero y Mayo del 2025; una vez recolectado los filtros se codifican, se determina por gravimetría el contenido en partículas y se almacenan en un desecador. Después de 5 días se miden en un contador proporcional Berthold LB770 para determinar la concentración Alfa/Beta total.

A continuación, se toma ¼ del filtro para llevar a cabo la determinación de ^{210}Po por Espectrometría Alfa; para ello, se comienza con la lixiviación utilizando una mezcla de ácido clorhídrico y ácido nítrico en una proporción de 1:3 durante 24h.

Tras la digestión del precipitado se filtra, se diluye para la coprecipitación con portador Fe^{3+} en medio básico. A continuación, se realiza la separación del precipitado de la fase acuosa por centrifugación y posterior secado en estufa. Se disuelve y autodeposita en una plancheta de cobre para su medida.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Algunos de los resultados obtenidos se encuentran recogidos en la siguiente Tabla, el resto de las muestras serán mostradas en el Congreso.

	FECHA PUESTA	FECHA RECOGIDA	ACTIVIDAD ^{210}Po (mBq/m^3)	INCERTIDUMBRE (k=2) (mBq/m^3)	ACTIVIDAD ALFA TOTAL (mBq/m^3)	INCERTIDUMBRE (k=2) (mBq/m^3)	VOLUMEN DE AIRE (m^3)
1648	03/01	08/01	0,095	0,023	0,053	0,005	473,61
1649	08/01	15/01	0,032	0,011	0,028	0,004	636,23
1650	15/01	22/01	0,067	0,015	0,050	0,005	623,83

Completado el dataset se estudiará la influencia de las variables meteorológicas, y el riesgo radiológico que supone la presencia de ^{210}Po en los aerosoles estimando Dosis Equivalente.

BIBLIOGRAFÍA

Terray, L., D'Amico, D., Masson, O., & Sabroux, J.-C. (2020). What can gross alpha/beta activities tell about 210Po and 210Pb in the atmosphere. Journal of Environmental Radioactivity 225, 106437.

EXPOSICIÓN RADIOLÓGICA EN EL ENTORNO DE PACIENTES SOMETIDOS A RADIOEMBOLIZACIÓN CON Y-90

Juan Martos, E. (1); Perucha Ortega, M. (1); Delgado Espinosa, S. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

Aunque el Y-90 es considerado un radioisótopo beta puro, debido a la radiación bremsstrahlung generada por los electrones, la creciente aplicación de la radioembolización y el aumento de la actividad de Y-90 administrada en los tratamientos, se hace necesario llevar a cabo una revisión de las pautas de protección radiológica al alta de los pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron retrospectivamente 45 pacientes (53 tratamientos) a los que se les realizaron medidas de tasa de dosis a 1 metro, justo después de la radioembolización (t=0 h) y/o a las 24 horas, empleando un detector Victoreen 451P. Se estimó de forma experimental la dosis equivalente efectiva total (TEDE) que puede ser recibida por una persona debido a la radiación bremsstrahlung emitida por el paciente:

$$D_{/textexp}(/infty) = 34.6 R_0 T_p E$$

donde $D(/infty)$ es la TEDE experimental calculada a partir de la tasa de dosis medida R_0 $T_p = 64.08/texth$ es el periodo de semidesintegración físico del Y-90 y E=0.25 es el factor de ocupación a 1 m. Dichos cálculos se han comparado con los de la TEDE teórica a partir de la actividad inyectada Q_0 :

$$D_{/textteo}(/infty) = /frac34.6/Gamma_{br} Q_0 T_p Er^2$$

siendo la constante de bremsstrahlung específica para Y-90 en tejido blando (MIRD2009) y r la distancia al paciente.

$$/Gamma_{br} = 1.52/times10^{-3}/frac/textmSv/cdot/textcm^2/textMBq/cdot/texth$$

RESULTADOS

Los resultados se resumen en las siguientes tablas:

Valores	t=0 h	t=24h
Actividad media (Mbq)	2,23	1,72
Rango (Mbq)	0,18 – 7,45	0,14 - 5,75
TEDE media teo (µSv)	7,83	6,04
Rango (µSv)	0,63 – 26,15	0,49 – 20,19
TEDE media exp (µSv)	55,53	41,33
Rango (µSv)	6,93 – 210,17	4,62 – 115,68

Tabla 1. Media y rango de las actividades administradas y de los valores obtenidos de TEDE.

Paciente	Actividad inyectada [Gbq]	Actividad t=24 h (Gbq)	R0 t=0 (µSv/h)	R0 t=24 h (µSv/h)	TEDE teórico t=0 h (µSv)	TEDE medido t=0 h (µSv)	TEDE teórico t=24 h (µSv)	TEDE medido t=24 h (µSv)	Γ_{br_exp} (mSv*cm^2/ MBq*h)
1	2,29	1,77		3,6	8,04		6,21	83,14	2,03E-02
2	2,7	2,08		1,7	9,48		7,3	39,26	8,17E-03
3	5,4	4,17	3,8	1,22	18,96	87,76	14,64	28,18	2,93E-03
4 (1º trat)	0,78	0,6		1	2,74		2,11	23,1	1,67E-02
4 (2º trat)	0,67	0,52	1,53	1,3	2,35	35,34	1,83	30,02	2,50E-02
5	0,79	0,61	1,5	0,8	2,77	34,64	2,14	18,48	1,31E-02
6	5,33	4,11	6,2	2,8	18,71	143,19	14,43	64,67	6,81E-03
7	1,84	1,42		2,4	6,46		4,98	55,43	1,69E-02
8	1,15	0,89	1,3	0,8	4,04	30,02	3,12	18,48	8,99E-03
9	1,52	1,17		1,5	5,34		4,11	34,64	1,28E-02
10	7,45	5,75	9,1	2,7	26,15	210,17	20,19	62,36	4,70E-03
11	3,22	2,48	3,8	3,2	11,3	87,76	8,71	73,91	1,29E-02
12 (1º trat)	1,91	1,47	2,9		6,71	66,98	5,16		
12 (2º trat)	0,58	0,45	1,1	0,7	2,04	25,41	1,58	16,17	1,56E-02
13	1,15	0,89	1,2	0,6	4,04	27,71	3,12	13,86	6,74E-03
14 (1º trat)	1,32	1,02	1,3	1,1	4,63	30,02	3,58	25,41	1,08E-02
14 (2º trat)	1,74	1,34	3,5	1,6	6,11	80,83	4,7	36,95	1,19E-02
15 (1º trat)	2,88	2,22	1,4	1,2	10,11	32,33	7,79	27,71	5,41E-03
15 (2º trat)	1,35	1,04	3,7	0,86	4,74	85,45	3,65	19,86	8,27E-03
16	2,05	1,58	1,6	1	7,2	36,95	5,55	23,1	6,33E-03
17	2,99	2,31	1,5		10,5	34,64	8,11		
18	2,73	2,11	2,6	1,8	9,58	60,05	7,41	41,57	8,53E-03
19	1,5	1,16		1,5	5,27		4,07	34,64	1,29E-02
20	1,2	0,93	3	2,2	4,21	69,29	3,26	50,81	2,37E-02
21	1,1	0,85	1,4	0,7	3,86	32,33	2,98	16,17	8,24E-03
22 (1º trat)	1,11	0,86	1,2		3,9	27,71	3,02		
22 (2º trat)	1,53	1,18		0,8	5,37		4,14	18,48	6,78E-03
23	4,38	3,38		5	15,38		11,87	115,48	1,48E-02
24	7,25	5,59	9,1	2,7	25,45	210,17	19,62	62,36	4,83E-03
25	2,24	1,73	1,7	1	7,86	39,26	6,07	23,1	5,78E-03
26	1,16	0,89	1,6	0,8	4,07	36,95	3,12	18,48	8,99E-03
27	1,7	1,31	1	0,5	5,97	23,1	4,6	11,55	3,82E-03
28	4,95	3,82	1,9	1,8	17,38	43,88	13,41	41,57	4,71E-03
29	1,5	1,16	1,85	1,12	5,27	42,73	4,07	25,87	9,66E-03
30	2,24	1,73	5	1,2	7,86	115,48	6,07	27,71	6,94E-03
31	0,18	0,14	0,3	0,2	0,63	6,93	0,49	4,62	1,43E-02
32	1,38	1,06	1,08	0,96	4,84	24,94	3,72	22,17	9,06E-03
33	0,75	0,58	1,21	1,12	2,63	27,95	2,04	25,87	1,93E-02
34	2,53	1,95	4,2	4,2	8,88	97	6,85	97	2,15E-02
35	1,2	0,93	1,3	1,3	4,21	30,02	3,26	30,02	1,40E-02
36	1,73	1,33	1,91	1,6	6,07	44,11	4,67	36,95	1,20E-02
37	3,05	2,35	1	0,88	10,71	23,1	8,25	20,32	3,74E-03
38 (1º trat)	2,2	1,7	2,8	2,6	7,72	64,67	5,97	60,05	1,53E-02
38 (2º trat)	1,5	1,16	3,5	1	5,27	80,83	4,07	23,1	8,62E-03
38 (3º trat)	2,52	1,94	4,2	2,3	8,85	97	6,81	53,12	1,19E-02
39	1,66	1,28	2,5	0,5	5,83	57,74	4,49	11,55	3,91E-03
40	2,73	2,11	3	2,5	9,58	69,29	7,41	57,74	1,18E-02
41	1,18	0,91	1,81	1	4,14	41,8	3,19	23,1	1,10E-02
42	0,76	0,59	1,7	0,8	2,67	39,26	2,07	18,48	1,36E-02
43	3,48	2,68		2,8	12,22		9,41	64,67	1,04E-02
44	3	2,31		3,6	10,53		8,11	83,14	1,56E-02
45	2,48	1,91		1,3	8,71		6,71	30,02	6,81E-03

Tabla 2. Valores de TEDE, tasa de dosis medida, y constante de bremsstrahlung específica calculada experimentalmente $\Gamma_{br}exp$.

DISCUSIÓN

Los valores experimentales de TEDE superan los teóricos, en concordancia con la bibliografía (Young-Chul et al.). La constante de bremsstrahlung específica, calculada a partir de la tasa medida, coincide con el límite inferior del rango bibliográfico (Erwin et al.), aunque supera el límite superior. No obstante, los valores de TEDE obtenidos son significativamente inferiores a 1000 µSv, por lo que no serían necesarias recomendaciones al alta en las condiciones estudiadas.

Tomando el valor $TEDE_{exp} = 1000/muSv$ y usando la expresión para la TEDE experimental obtenemos un valor crítico de $R_0 = 43.3/muSv/h$, siendo éste el umbral establecido en este estudio para restricciones al alta.

Este trabajo se aplica a individuos en contacto con el paciente durante 6 horas diarias a un metro, correspondiendo a un factor de ocupación E=0.25. Se excluye del análisis al personal cuya exposición exceda este período.

CONCLUSIONES

No se requieren restricciones al alta de los pacientes para distancias superiores a 1 metro, siempre que la tasa de dosis no supere el umbral establecido como seguro. Sin embargo, podrían ser necesarias medidas adicionales para distancias menores o en entornos con un mayor factor de ocupación, a fin de garantizar el cumplimiento de los límites de exposición radiológica.

EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE LA ACTIVIDAD ALFA TOTAL EN AEROSOLES SUPERFICIALES EN SANTA CRUZ DE TENERIFE Y SU RELACIÓN CON EL CIERRE DE LA REFINERÍA

Salazar Carballo, P. A. (1); López Pérez, M. (1); Catalán Acosta, A. (2); Duarte Rodríguez, X. (1); Del Campo Muñoz, T. (3); Hernández Suarez, F. J. (1); Rodríguez Marrero, J. L. (1)

(1) Laboratorio de Física Médica. Universidad de La Laguna; (2) HOSPITAL UNIV. DE CANARIAS; (3) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

La protección radiológica ambiental es una disciplina fundamental para la gestión de riesgos asociados a la exposición a la radiación ionizante, particularmente en áreas urbanas e industriales. En este contexto, el presente trabajo analiza los niveles de actividad alfa total en aerosoles en la ciudad de Santa Cruz de Tenerife durante un período de 22 años (2001–2022), centrándose en el impacto que tuvo el cierre de la refinería ubicada en dicho centro urbano y su relación con el fondo radiológico ambiental.

MATERIAL Y MÉTODO

La estación de monitoreo, situada en el área metropolitana de Santa Cruz, a 2,5 km de la refinería, recolectó aerosoles semanalmente mediante una bomba de muestreo de bajo flujo (35 L/min) con filtros de celulosa (Fig. 1). La actividad alfa total en los filtros fue medida con un contador proporcional de flujo de gas (Berthold LB770), con una eficiencia de detección del 25%.

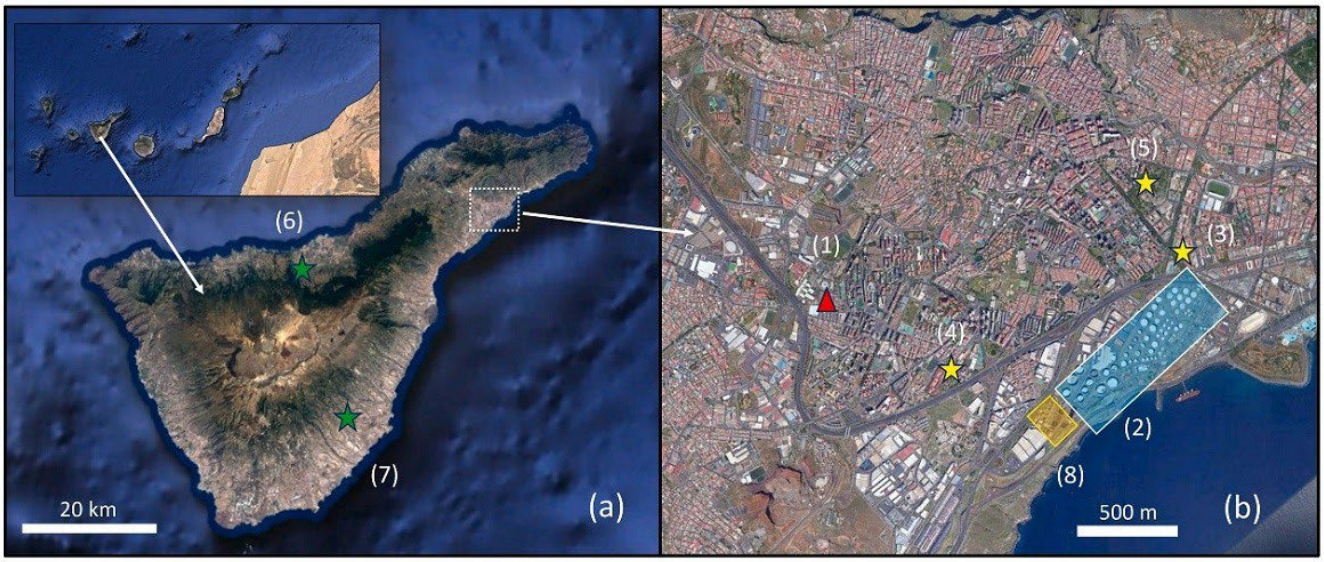


Fig. 1. Ubicación de la estación FIMERALL para actividad alfa total, la refinería de Santa Cruz de Tenerife y las estaciones de monitoreo ambiental utilizadas en el estudio.

RESULTADOS

En la Fig. 2 se presentan los valores de alfa total y contaminantes obtenidos en este estudio.

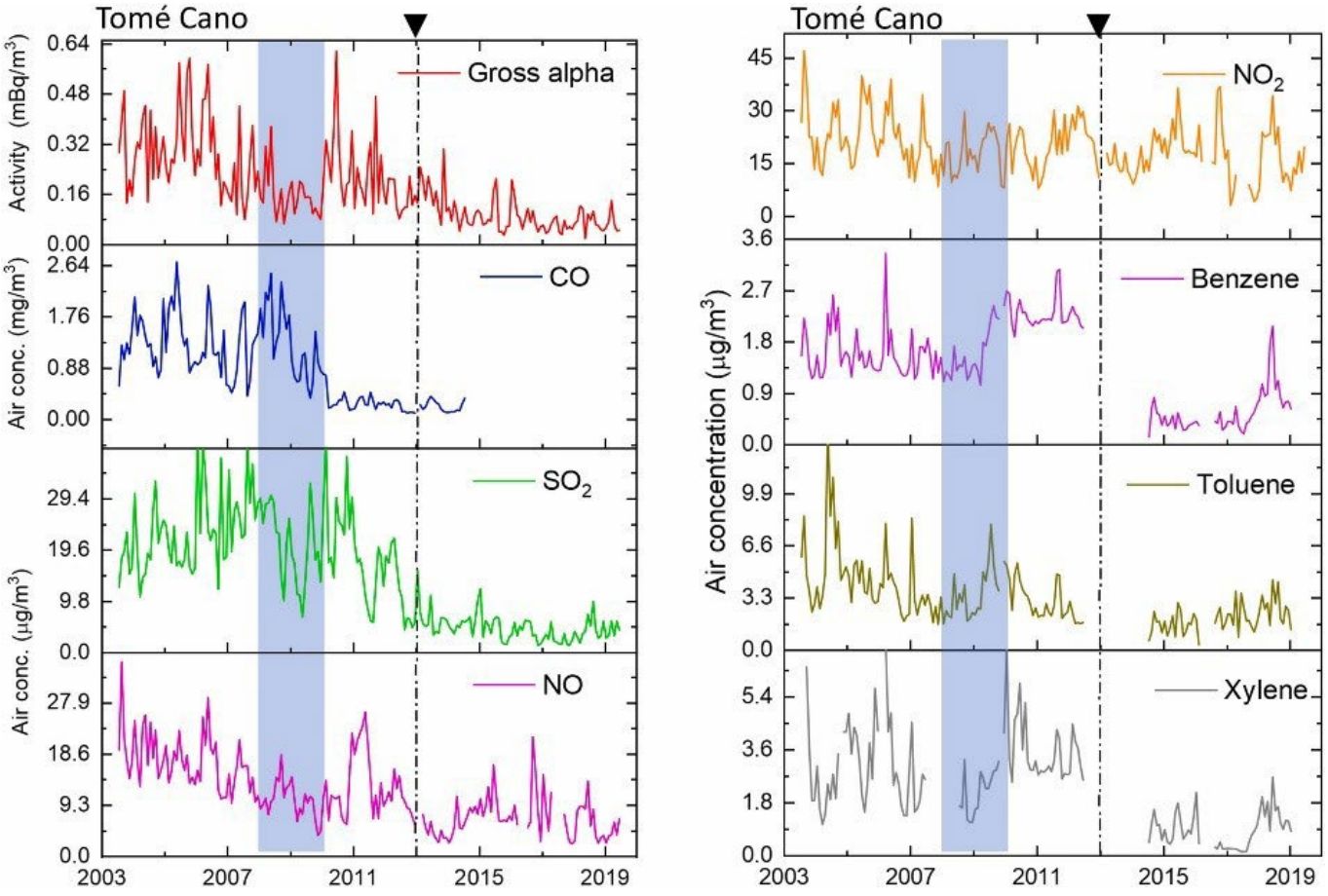


Fig. 2. Variaciones mensuales de actividad alfa total y contaminantes antropogénicos. Triángulo marca el año 2013, cuando la refinería cesó su actividad. La línea de contorno azul indica el período atribuido a la crisis económica global de 2008.

DISCUSIÓN

Los datos recolectados mostraron una disminución del 76% en los niveles de alfa total (Fig. 2) tras el cierre de la refinería en 2013. Este cambio significativo se atribuye a la reducción progresiva de las actividades industriales de la refinería, que comenzó a disminuir operaciones durante la crisis económica global de 2008. El análisis estadístico incluyó técnicas avanzadas como el análisis de wavalet, análisis multifractal, análisis de componentes principales y agrupamiento, con el objetivo de identificar las fuentes de actividad alfa total.

El estudio también identificó correlaciones entre la actividad alfa total y otros contaminantes antropogénicos (CO, SO2, NO, NO2, benceno, tolueno y xileno), los cuales experimentaron reducciones paralelas tras el cierre de la refinería (Fig. 2).

Además, el uso de un modelo mixto que combinó regresión multivariante heterocedástica y modelos autorregresivos de medias móviles permitió explicar aproximadamente el 84% de la variabilidad en los niveles mensuales de actividad alfa total. Este enfoque reveló cambios significativos en el comportamiento dinámico de los aerosoles antes y después del cese de la actividad industrial.

CONCLUSIONES

El análisis subrayó que los niveles de alfa total registrados no representaron ningún riesgo radiológico para la población local. No obstante, los hallazgos resaltan la importancia del monitoreo ambiental a largo plazo para comprender mejor los cambios en el fondo radiológico en entornos urbanos afectados por actividades industriales. Además, las metodologías empleadas en este estudio podrían ser aplicables a otros escenarios urbanos e industriales similares, contribuyendo al desarrollo de estrategias de protección radiológica y sostenibilidad ambiental.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Consejo de Seguridad Nuclear el apoyo proporcionado a la Universidad de La Laguna.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE FUENTES DE RADIACIÓN

TRANSFERENCIA DE I131 A LA LECHE DE VACA: REVISIÓN DEL MODELO BIOCINÉTICO UTILIZANDO EXPERIMENTOS DE ALIMENTACIÓN FACTORIALES 4X4

Salbu, B. (1); Mora Cañadas, J. C. (2); Vives I Batlle, J. (3); Brandt-Kjelsen, A. (4); Lind, O. (4); Pettersen, M. N. (4); Prestløkken, E. (4); Hove, K. (4)
(1) NMUB; (2) CIEMAT; (3) SCK-CEN; (4) NMBU

En este trabajo se presenta un nuevo modelo biocinético para calcular la transferencia de yodo en vacas lecheras basado en los datos obtenidos en un experimento de alimentación factorial 4x4.

Para la obtención de los datos se diseñó el experimento utilizando vacas lecheras canuladas en el rumen. En dicho experimento, se alimentó a las cuatro vacas con dos tipos de alimentos: primero usando torta de colza, que contiene substancias cuya influencia en el metabolismo del yodo es conocida, y posteriormente con harina de soja, que no produce esos efectos. Para documentar las vías metabólicas se administró yodo-131, tanto por vía intravenosa como intra-rumial.

Las vacas que recibieron dieta con torta de colza presentaron una menor retención de yodo-131 en los compartimentos corporales, una transferencia reducida de yodo-131 a la leche y también un aumento en la excreción del yodo-131 por orina, en comparación con lo que se obtuvo al alimentarlas con harina de soja. La baja retención del yodo con el tiempo que se deriva del uso de dietas que contienen sustancias bociógenas, como puede ser la torta de colza, podría incrementar el riesgo de deficiencia de yodo, tanto en el ganado como en los seres humanos.

El nuevo modelo biocinético, que se ha desarrollado a partir de los datos experimentales obtenidos, incluye algunos compartimentos que se habían ignorado en otros modelos anteriores, tales como la saliva o la glándula tiroides. Este modelo se ajusta a los datos experimentales de forma más precisa que los modelos biocinéticos disponibles hasta ahora.

De forma adicional se realizó un análisis de sensibilidad del modelo que mostró que las vías metabólicas que más contribuyen a su incertidumbre son las de la leche, la sangre y el hígado.

El modelo propuesto en este trabajo podría ser relevante para esclarecer cuales son los mecanismos más importantes en la regulación de la absorción y el metabolismo del yodo en las vacas lecheras. Esto a su vez permitiría predecir qué alimentación podría optimizar las concentraciones de yodo en la leche para así reducir la transferencia de radioyodos a los productos lácteos en el caso de accidentes nucleares.

REFERENCIA

Brit Salbu, Juan C. Mora, Jordi Vives i Batlle, Anicke Brandt-Kjelsen, Marit Nandrup Pettersen, Ole C. Lind, Egil Prestløkken, Knut Hove. Iodine transfer to dairy cow's milk: A revised biokinetic model. Journal of Hazardous Materials. Volume 485. 2025. 136787. ISSN 0304-3894, https://doi.org/10.1016/j.jhazmat.2024.136787

DESARROLLOS Y OPTIMIZACIÓN DE UN VEHÍCULO DE RESPUESTA RÁPIDA PARA EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS EN ENTORNOS URBANOS

Mora Cañadas, J. C. (1); Vico, A. M. (1); Noguerales, M. C. (1); Correcher, V. (1); Rodriguez, J. (1); Sánchez, L. (1); Casado, N. (1); Benito, G. (2); Gómez-Lobo, A. (2); Abarrategui, A. (2)
(1) CIEMAT; (2) TECNASA

INTRODUCCIÓN

Dentro de las actividades del CIEMAT orientadas a la respuesta ante emergencias radiológicas y nucleares, se ha mantenido históricamente un vehículo especializado en la realización de medidas radiológicas in situ. Este recurso es fundamental para determinar el alcance de posibles situaciones accidentales con radiaciones. Dicho vehículo llegó a operar bajo convenio CSN-CIEMAT con disponibilidad continua 24h/7d.

Sin embargo, después de un uso prolongado, tanto el vehículo como sus sistemas de detección alcanzaron su límite operativo, lo que motivó la decisión de su actualización tras la pandemia del COVID19, fase en la que se encuentra actualmente.

En este trabajo se describe el proceso de modernización, en el que está previsto implementar tecnologías avanzadas para la detección y caracterización de las radiaciones ionizantes.

MATERIALES Y MÉTODOS

Como vehículo se seleccionó un Mitsubishi Outlander PHEV, híbrido 4x4, con una autonomía de 600 km y una velocidad máxima de 170 km/h, capaz de alcanzar cualquier punto de la península en menos de 24h horas tras un evento nuclear o radiológico. El vehículo se ha modificado para poder albergar los detectores de radiación necesarios sin alterar su capacidad de respuesta.

Las capacidades de medida implementadas fueron: Posicionamiento en tiempo real mediante GPS, tasa de dosis equivalente ambiental para fotones y neutrones, espectrometría gamma de suelos y de gases/aerosoles en aire, contaje de alfa/beta de superficies. Para ello se han instalado una GammaTracer, una Reuter Stokes, dos NaI(Tl) 3x3 en posiciones alejadas para la identificación de contaminación superficial de emisores gamma, un captador de gases/aerosoles acoplado a un NaI(Tl) 1x1, una sonda de neutrones mediante cámara de ionización y un contaminómetro de centelleo sólido ZnS(Ag), todo ello alimentado por una SAI de alimentación continua y las propias baterías del vehículo.



A lo largo del año 2025 se ampliarán estas capacidades dotándole de comunicación remota y representación de datos mediante GIS.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Todos los sensores se han conectado a una base de datos centralizada que recopila los datos en continuo y que pueden ser tratados en diferido o transmitidos a distancia, con la posibilidad de realizar mapas de tasa de dosis y contaminación, y conectarse a un centro de control o una sala de emergencias. Estas capacidades son especialmente relevantes en el caso de accidentes nucleares, o eventos radiológicos tales como posibles ataques terroristas o la fusión accidental de fuentes selladas.

Ya han comenzado las pruebas operativas del vehículo. Como primer paso se han tomado medidas de fondos de radiactividad natural en el interior del CIEMAT, teniendo previsto comenzar en zonas del exterior, incluyendo aquellas zonas en las que se prevea el uso de un sistema de estas características, es decir, en torno a centrales nucleares y en grandes núcleos urbanos, solicitando los permisos pertinentes.

CIEMAT pretende ampliar aún más las capacidades de medida de las radiaciones en emergencias radiológicas y nucleares implementando soluciones multiplataforma en el futuro.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el proyecto de la Agencia Estatal de Investigación (AEI) PID2023-153235NB- I00

ACTIVIDAD DEL HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑON COMO CENTRO DE REFERENCIA PARA LA ASISTENCIA DE PERSONAS IRRADIADAS Y CONTAMINADAS POR SUSTANCIAS RADIACTIVAS

Moreno Domene, M. (1); Moreno Domene, M. (1); Fernández Martín, C. (1); Fernández Martín, C. (1); Leaman, O. E. (1); Leaman, O. E. (1); Muñóz Fernández, M. (1); Prieto Rodríguez, M. J. (1); Sierra Díaz, F. (1); Tavera Pomato, P. (1); Soza Marañón, A. (1)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

El Centro de radiopatología coordina la asistencia sanitaria a irradiados y contaminados en el Hospital Gregorio Marañón como Centro de Nivel I y II desde el año 1985, en que fue registrado por el Ministerio de Sanidad. Desde el año 1989 cuenta con un laboratorio de dosimetría biológica

Entre sus funciones se encuentran.

- Identificación y estimación de dosis de exposición a radiaciones ionizantes mediante técnicas de dosimetría biológica.
- Coordinación de la asistencia multidisciplinar hospitalaria requerida por personas expuestas a radiaciones ionizantes, irradiados y/o contaminados.
- Coordinación con el Hospital de Percy, para la asistencia a personas irradiadas o contaminadas por sustancias radiactivas.
- Estimación de riesgo teratogénico en mujeres embarazadas expuestas accidentalmente o involuntariamente a RI.
- Tratamiento psicológico, Calmar radiofobias y ansiedades.
- Asesoramiento en Medicina Legal.
- Participación en simulacros de emergencias.

MATERIAL Y METODOS

El Centro cuenta con habitaciones preparadas con aislamiento aséptico en caso de irradiacion externa, así como con habitaciones blindadas para casos de contaminación interna. Dispone de comunicación desde el exterior directamente a la zona de curiterapia donde además de las habitaciones se encuentra un quirofano blindado por si fuese necesaria la intervención de heridas contaminadas.

Los Servicios de Dosimetría y Radioprotección, Seguridad y Farmacia hospitalaria también participan durante toda la emergencia, así como el laboratorio de dosimetría biológica

RESULTADOS

Más de 2000 revisiones médicas a personas profesionalmente expuestas a radiaciones ionizantes.

Atención Médica a grupos de personas sospechosas de sobreexposición, Chernobyl (personal en tránsito), posible exposición de niños a americio (detectores de humos abandonados) Accidente de Huesca (curitron), accidente de Tres Cantos, etc

Estimación de riesgo teratogénico en mujeres embarazadas sometidas a exploraciones radiológicas.

dosimetría biológica a 141 personas de diversa procedencia y por diferentes causas, que incluyen fobias y problemas psicológicos. El laboratorio está registrado en RANET para colaboración internacional

Cursos de formación y Simulacros anuales coordinados con protección civil (convex-2), centrales nucleares, ciclo del combustible y almacenamiento y gestión de residuos radiactivos.

DISCUSIÓN

Las características del manejo sanitario, de personas que acuden al Centro de Radiopatología, requieren de especialistas en Radiobiología, Radiopatología y en Dosimetría Física de las RI y en protección radiológica. Asimismo es necesario disponer de recursos especiales en caso de precisar hospitalización de los accidentados.

En caso de contaminación, son aislados en espacios blindados y con recogida de sus excretas contaminadas. En el supuesto de irradiación externa a alta dosis y volumen corporal amplio, su aislamiento precisará de habitaciones con garantía de asepsia y manejados por expertos en alteraciones hematológicas.

CONCLUSIONES

El Centro de Radiopatología cuenta con más de 40 años de experiencia en la asistencia médica a personas expuestas a Radiaciones ionizantes, posee los recursos materiales y de personal necesarios para dar cobertura en caso de emergencias nucleares y/o radiológicas.

En caso de emergencias que afectaran a un elevado número de personas se activarían las redes internacionales en las que el participamos (REMPAN, RENEB, BioDoseNet)

ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

MEDIDA Y CARACTERIZACIÓN DE LA ACTIVACIÓN DE UN TARGET DE UN LINAC CLINAC IX

Teijeiro Garcia, A. (1); Lopez Soliño,, S. (2); Reverter Perez, J. (2); Mosquera-Pena Sánchez, F. (2)
(1) Hospita do Meixoeiro; (2) Hospital do Meixoeiro

INTRODUCCIÓN

Debido a una avería, se sustituyó el target de un acelerador lineal (LINAC) Varian IX. Se procedió a medir el target retirado. El target se almacenó en una gammateca, donde se realizaron mediciones periódicas con un espectrómetro gamma RIIDEye para identificar y caracterizar los isótopos presentes, con el objetivo de poder determinar su eliminación como residuo no radiactivo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó el espectrómetro gamma RIIDEye para medir durante cinco meses, analizándose los espectros gamma obtenidos. Los espectros se exportaron y analizaron periódicamente; se evaluaron los fotopicos y el número de cuentas de los mismos para identificar los isótopos presentes.

RESULTADOS

Se ha analizado el pico doble correspondiente a los picos de 333keV y 356keV del 196Au (el ajuste por mínimos cuadrados se hace a una doble gaussiana obteniéndose 334 y 361 keV), se hacen medidas periódicas del número de cuentas de este doble pico durante dos meses (10 periodos de desintegración) y se ajusta a una exponencial obteniéndose un periodo de semidesintegración de 6.12 +-0.3 días (referencia: 6.2 días), lo cual nos permite definir claramente el isótopo como 196Au. Inicialmente, también se observó un pequeño pico de aniquilación en 511 keV, atribuido a 62Cu y 64Cu activados por reacciones (γ,n), cuya presencia se volvió despreciable dos semanas después. La actividad del 196Au es la predominante durante las semanas posteriores a la retirada del target.

Posteriormente se identificaron picos de 57Co (122keV) y 181W (153keV) (ver figura 2) que son isótopos de vida más larga. Se muestran dos espectros: a los 8 días de la retirada del target del LINAC y 154 días después (figura 1).

Figura 1
Espectro Gamma Target Linac

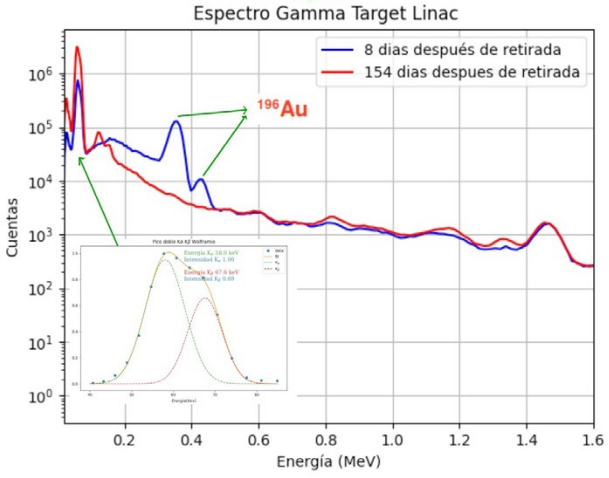
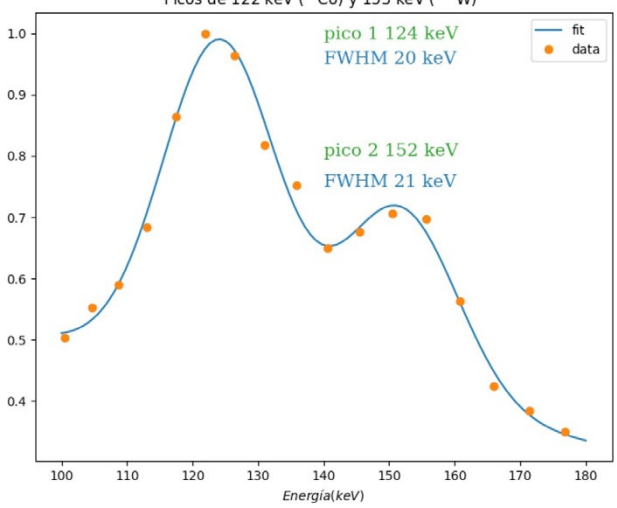


Figura 2
Picos de 122 keV (^{57}Co) y 153 keV (^{181}W)



El pico más intenso son los picos característicos del Wolframio kα y kβ producidos por Bremsstrahlung interno, este pico se ha ajustado a una doble gaussiana (figura 1) los valores del ajuste 59 y 68 KeV coincide con los valores de los picos característicos del wolframio (59 y 67 keV).

DISCUSIÓN

En el momento de la retirada los isótopos más frecuentes son el 62Cu y 64Cu emisores β+ , al ser isótopos de vida media muy corta apenas son detectados en la primera medida a los 8 días de la retirada. En ese momento el isótopo con más actividad es el 196Au que tiene una vida de 6.2 días. En el momento de la retirada hay una tasa de dosis inicial en contacto de 7μSv/h. Pasado mes y medio la actividad baja a 1.3μSv/h y solo hay isótopos de vida media (57Co y 181W y pequeños indicios de 60Co).

CONCLUSIONES

La caracterización de los isótopos en el target mediante espectrometría gamma permite gestionar adecuadamente su tratamiento como residuo radiactivo, dada su baja actividad se mantendrá en gammateca hasta que la actividad decaiga a niveles seguros, la existencia del pico kα por Bresmstralung interno del 181W permitará la medida, evalución y desecho como material no radiactivo en conformidad con la Directiva 2013/59/Euratom

DESARROLLOS PARA MEJORAR LA METODOLOGÍA DE SEGURIDAD DE LA BIOSFERA EN EL CABRIL

García Puerta, B. (1); Real Gallego, A. (1); Escribano Nieto, A. (1); Montero Prieto, M. (1); Quirós Gracián, M. (2); Vico Del Cerro, E. (2)
(1) CIEMAT.; (2) ENRESA

Las evaluaciones de la biosfera constituyen una parte fundamental en las metodologías para la evaluación de seguridad de los sistemas de almacenamiento de residuos radiactivos, ya que estiman el impacto radiológico potencial derivado de la liberación y migración de los radionucleidos desde un sistema de almacenamiento, a través de las barreras de ingeniería y del medio geológico. Es en la biosfera donde se evalúa la efectividad de un sistema de almacenamiento, ya sea en términos de concentraciones de actividad de los radionucleidos, de dosis efectiva que recibiría la persona representativa o de tasa de dosis a la que está expuesta la biota.

El proyecto de I+D BIOMODES (Desarrollos en la metodología y el modelo genérico de evaluación de seguridad de la Biosfera en El Cabril), realizado en colaboración entre Enresa y Ciemat, tiene como objetivo analizar en detalle y mejorar la metodología que se utiliza en España para la evaluación de seguridad de la biosfera en El Cabril.

BIOMASS es actualmente la metodología de referencia mundial para la evaluación de seguridad de la biosfera en la gestión de residuos y define el marco metodológico a seguir en las evaluaciones de impacto radiológico para instalaciones de almacenamientos de residuos radiactivos.

En la evaluación de seguridad de los almacenamientos de residuos, es necesario tener en cuenta los cambios climáticos que se puedan producir en la fase posterior al cierre, de cara al largo plazo. Los cambios climáticos pueden influir de forma relevante las condiciones hidrogeológicas locales y regionales, por lo que, en la aplicación y el desarrollo de modelos de evaluación, se deben tener en cuenta parámetros hidrológicos e hidrogeológicos específicos, según el contexto analizado.

Para mejorar las evaluaciones de seguridad en El Cabril, se tendrán en consideración los parámetros meteorológicos principales que definen el tipo de clima actual, así como los posibles escenarios de cambio climático en España y su regionalización en la zona de emplazamiento del El Cabril, incluidas las implicaciones de los cambios en relación con los modelos de erosión.

Adicionalmente, en BIOMODES se desarrollarán e implementarán diferentes modelos matemáticos específicos, para actualizar la metodología de evaluación de la biosfera de El Cabril, con objeto de avanzar en el conocimiento y comprensión del transporte y la acumulación de los radionúclidos en la biosfera, para evaluación de escenarios a largo plazo. En los modelos es importante utilizar valores específicos del emplazamiento para los diferentes parámetros necesarios, incluso para una evaluación genérica, con objeto de simplificarla.

En este trabajo se presentarán los mapas del entorno de El Cabril, con información geoespacial local y regional, mediante el empleo de sistemas de información geográfica. En ellos se representa la información geográfica y socio-económica del entorno de El Cabril, desde la escala más regional y genérica, a la más local y específica.

En la actualidad, se está trabajando en actualizar los modelos conceptuales y matemáticos que contribuyan a mejorar la evaluación de seguridad de El Cabril.

EL IMPACTO DE LA PRESENCIA DE LU-177M EN EL MANEJO HOSPITALARIO DE LOS RESIDUOS RADIACTIVOS LÍQUIDOS

Morcillo García, A. B. (1); González Ruiz, C. (1); Musson Gómez, D. A. (1); Sierra Díaz, F. (1); Gayol Vilorio, I. (1); Gómez Cores, M. S. (1); Megias Ruiz, J. M. (1)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

El aumento de pacientes sometidos a terapia metabólica, así como de los distintos radioisótopos empleados, exige una especial atención a la gestión de los residuos líquidos que serán posteriormente vertidos al alcantarillado, tras cumplir los criterios de desclasificación aplicables. Uno de los radioisótopos más utilizados es el Lu177 con una semivida ($T_{1/2}$) de 6.65 días. Sin embargo, según el método de producción, los radiofármacos con Lu177 pueden contener impurezas de Lu177m, $^{1/2}$ cuyo T es de 161 días[1]. El objetivo de este trabajo ha sido evaluar el impacto de dichas impurezas en la gestión de los residuos líquidos de las instalaciones radiactivas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha seguido el método de cálculo recomendado por el grupo de efluentes del Foro de Protección Radiológica en el método hospitalario[2]. Para ello se calcula el límite de incorporación anual (LIA) a partir del valor de dosis efectiva comprometida por unidad de incorporación h(g)[3], tomando como límite para el total de efluentes vertidos 0.1 mSv/año, considerando la posible exposición a otras fuentes. En base al LIA se ha calculado el valor máximo de concentración del vertido, tomando la centésima parte del LIA como recomienda el grupo de efluentes[2] y asumiendo una ingesta anual de agua de 600 l.

Por simplicidad de los cálculos, y de forma conservadora, se asume que el 100% de la actividad administrada al paciente es excretada en la orina y que esta es la de mayor h(g) y $T_{1/2}$ de nuestro centro (I131). De esta forma se ha comparado el tiempo de espera habitual con el que se obtendría si tan sólo uno de los pacientes tratados hubiese recibido un fármaco con Lu177m (asumiendo un 0.02% de impurezas de acuerdo con el límite máximo permitido para Pluvicto).

RESULTADOS

En la Tabla 1 se comparan los tiempos de espera obtenidos ante la presencia de un único paciente tratado con un fármaco con impurezas de Lu177m, estableciendo como objetivos distintas fracciones del LIA.

Fármaco	I-131 / Lu-177	Lu-177m	Lu-177m	Lu-177m
Pacientes	25 / 35	1	1	1
A/pac (mCi/pac)	150 / 200	0,04	0,04	0,04
V depósito (l)	9600	9600	9600	9600
C cierre (Bq/l)	4,14E+07	7,71E+01	7,71E+01	7,71E+01
Límite (mSv/año)	0,1	0,1	0,1	0,1
h(g) (Sv/Bq)	2,20E-08	1,70E-09	1,70E-09	1,70E-09
LIA (Bq/año)	4,55E+03	5,88E+04	5,88E+04	5,88E+04
T1/2 (días)	8	161	161	161
Límite objetivo	LIA/100	LIA/100	LIA/10	LIA
C límite (Bq/l)	7,58E-02	9,80E-01	9,80E+00	9,80E+01
Espera (días)	232	1014	479	0

Tabla 1. Comparación de tiempos de espera para el vertido de residuos. Discusión

En la Tabla 1 se muestra el impacto que un único paciente, si ha recibido un tratamiento de Lu177 con impurezas, puede tener en los tiempos de espera antes del vaciado de un tanque, multiplicándose por 5. De hecho, asumiendo un escenario más realista donde solo el 50% de la actividad fuese excretada en la orina, seguiría siendo necesario almacenar la orina durante más de 1000 días. Un tiempo de espera tan largo incapacita a los centros hospitalarios para gestionar los residuos radiactivos siguiendo las recomendaciones vigentes.

CONCLUSIONES

Para evitar el colapso del sistema de recogida de excretas sería necesario que el Lu177 se produjese sin generar impurezas o se relajasen las recomendaciones actuales considerando, por ejemplo, el LIA y no la centésima parte de este.

REFERENCIAS

Mínguez P, et al. Rev_Fis_Med2024;25(2):35_78

Grupo de Efluentes del Foro de Protección Radiológica en el medio hospitalario. Informe de Actividades. Disponible en:https://www.csn.es/documents/10182/1006281/Grupo%20de%20efluentes%20del%20foro%20de%20protecci%C3%B3n%20radiol%C3%B3gica%20en%20el%20medio%20hospitalario.%20Informe%20de%20actividades

ICRP. Publication 119. Ann ICRP 2012(41).

DESMONTAJE Y TRASLADO POR PARTE DE LA UTPR DE ENRESA MADRID DE UN IRRADIADOR DE SANGRE DEL HOSPITAL DE LA PRINCESA (MADRID)

Cuevas Cortiguera, P. (1); Alcaide Trenas, E. (1); Fernandez Sanchez, V. M. (1); Fernandez Sanchez, A. (1)
(1) UTPR Enresa

INTRODUCCIÓN

La UTPR de Enresa, dentro de las actividades englobadas en el RD 1217/2024, Reglamento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas y el RD 102/2014, para la gestión responsable y segura del combustible nuclear gastado y los residuos radiactivos, incluye, entre muchas otras, el control radiológico durante el desmontaje de los irradiadores de sangre y su posterior traslado al C.A. de El Cabril.

Los irradiadores de sangre son unidades con una o dos fuentes incorporadas de Cs-137 para irradiar la sangre de pacientes con insuficiencia inmunológica. Estos equipos han ido desapareciendo del uso en medicina debido a la irrupción de los irradiadores con rayos X, siendo el principal motivo de este cambio la emisión de radiación por parte del equipo (la fuente) de manera constante.

Estos equipos se componen normalmente de dos fuentes, del blindaje donde se encuentran incorporadas dichas fuentes (compuesto de uranio empobrecido), situándose las fuentes a ambos extremos del equipo, equidistantes del centro del blindaje, donde se sitúa la muestra de sangre a irradiar. Los irradiadores se deben de gestionar como residuo radiactivo cuyo transporte hasta el centro de almacenamiento de El Cabril se debe autorizar bajo arreglo especial.

Como se indicaba con anterioridad, algunos irradiadiores además tienen la particularidad de contener uranio empobrecido debido a su capacidad de blindaje para las fuentes. Este uranio es considerado material nuclear por lo que debe gestionarse como residuo radiactivo e inventariarse como tal.

RESULTADOS

Hasta la fecha, la UTPR ha desmontado, trasladado y almacenado un total de cinco irradiadores.

El último de estos fue en diciembre de 2023. La UTPR de Enresa estuvo presente durante el desmontaje del irradiador del Hospital de la Princesa, en Madrid del modelo ''ORIS IBL 137C'', el cual incorporaba dos fuentes de Cs-137 con una actividad total de 33.30 TBq a fecha 25 de Junio de 1987. Dicho irradiador estaba blindado con 95 Kg de uranio empobrecido, por lo que el desmontaje se tuvo que realizar de manera preventiva siguiendo tanto las normas establecidas por PR como por PRL.





El proceso del desmontaje se realizó por parte de una empresa especializada, y se llevó a cabo con la correspondiente vigilancia radiológica de la operación, siendo el personal controlado dosimétricamente por los técnicos de la UTPR, realizándose medidas de radiación y contaminación durante el proceso y posterior traslado del equipo al C.A. El Cabril.

El irradiador fue custodiado por los técnicos de la UTPR en transporte por carretera hasta el C.A. El Cabril. Las dosis recibidas durante los trabajos fueron las del fondo natural, quedando la dosis colectiva muy por debajo de los valores de nivel de registro.

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

PRINCIPALES ELEMENTOS ACTIVOS EN LOS BLINDAJES DE HORMIGÓN ORDINARIO EN UN CENTRO DE PROTONTERAPIA

Gonzalez Pose, A. (1); Sánchez García, M. (1); Pombar Cameán, M. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

INTRODUCCIÓN

Los centros de tratamiento con protones (protonterapia) requieren blindajes específicos para proteger frente a la radiación secundaria generada durante la producción y transporte del haz. Uno de los métodos más utilizados es el empleo de espesores significativos de hormigón. Para garantizar la protección radiológica de los trabajadores, resulta esencial comprender cuáles son los principales elementos de activación producidos en este hormigón debido a las interacciones con el haz secundario (neutrónico). Este trabajo tiene como objetivo realizar una revisión bibliográfica de los principales elementos que se activan, así como las características de estos, cuando se trabaja con hormigón ordinario (densidad: $\rho = 2.35$ g/cm^3).

MÉTODOS

El estudio se basó en tres referencias clave sobre blindajes en centros de protonterapia: [1], [2] y [3]. A partir de estas fuentes, se analizaron las composiciones y propiedades del hormigón ordinario.

RESULTADOS

La tabla 1 presenta la composición principal del hormigón ordinario (densidad: $\rho = 2.35$ g/cm^3). Es importante destacar que esta composición puede variar debido a impurezas introducidas durante el proceso de fabricación. Entre estas impurezas destacan la de cobalto de los aceros de las armaduras, el europio y el cesio.

Elemento	Porcentaje en masa (%)	Elemento	Porcentaje en masa (%)
H	5.53	Mg	0.25
O	49.57	Al	4.55
Si	31.36	S	0.13
Ca	8.25	K	1.91
Na	1.70	Fe	1.23

TABLA 1: Composición del hormigón ordinario. Fuente: [1].

La tabla 2 detalla los principales radionúclidos creados en los blindajes de hormigón para un acelerador de hasta 300 MeV.

Radionúclido	Reacción posible	$T_{1/2}$	Sección eficaz
^{152}Eu	$^{151}Eu(n,\gamma)^{152}Eu$	13.33 años	9198 barn
^{22}Na	$^{23}Na(n,2n)^{22}Na$	2.6 años	40 mbarn (a E_n=15 MeV)
^{60}Co	$^{59}Co(n,\gamma)^{60}Co$	5.3 años	37 barn
^{54}Mn	$^{55}Mn(n,2n)^{54}Mn$	312 días	910 mbarn (a En=18 MeV)
^{46}Sc	$^{45}Sc(n,\gamma)^{46}Sc$	83 días	27 barn
^{134}Cs	$^{133}Cs(n,\gamma)^{134}Cs$	2.06 años	29 barn

Tabla 2: Radionúclidos generados en blindajes de hormigón ordinario para energías de hasta 300 MeV. Fuentes: [2], [3].

DISCUSIÓN

La elección del tipo de hormigón se basa en su susceptibilidad a la radiación neutrónica, la cual constituye la principal fuente de radiación secundaria (la radiación primaria interactúa previamente con los elementos de la línea del haz y no alcanza el hormigón). Los neutrones secundarios interactúan con los átomos del hormigón mediante captura neutrónica (n,γ) o reacciones nucleares.

Es importante distinguir entre los radioisótopos de vida media corta y larga. Los primeros pueden considerarse irrelevantes tras periodos prolongados de decaimiento, como es el caso en el desmantelamiento de la instalación. Los isótopos más abundantes son el ^{152}Eu y el ^{60}Co. En particular, el ^{152}Eu se genera por captura neutrónica debido a la alta sección eficaz del ^{151}Eu para neutrones térmicos.

CONCLUSIONES

En los blindajes de hormigón ordinario utilizados en centros de protonterapia con energías de hasta 300 MeV, los principales materiales activados son el ^{152}Eu y el ^{60}Co, con vidas medias de 13.33 y 5.3 años, respectivamente. Estos resultados están sujetos a posibles variaciones debido a impurezas introducidas durante la fabricación, así como las características energéticas y de entrega del haz. El estudio de la activación es esencial para implementar medidas de protección radiológica y planificar el desmantelamiento de las instalaciones.

REFERENCIAS

N. E. Iper et al., "Shielding design and radiation safety of charged particle therapy facilities." Inf. Téc. PTCOG, 2010.

IAEA, "Decommissioning of Particle Accelerators." Inf. Téc. IAEA, 2020.

Comisión Europea, "Evaluation of the radiological and economic consequences of decommissioning particle accelerators." Inf. Téc. UE, 1999.

EVALUACIÓN DEL RANGO DE PROTONES EN DIFERENTES TIPOS DE HORMIGÓN

Gonzalez Pose, A. (1); Vera Sánchez, J. A. (2); Ruiz-Morales, C. (3)
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela; (2) Centro Protonterapia Quironsalud, Madrid; (3) Hospital Universitario Puerta del Hierro, Madrid

INTRODUCCIÓN

Los centros de terapia con protones emplean hormigón para el blindaje de paredes, techos y suelos. Existen distintos tipos de hormigón con diferentes comportamientos ante la interacción con la radiación. Este estudio evalúa el rango de los protones primarios en diversas clases de hormigón.

MÉTODOS

Se han analizado cuatro tipos de hormigón cuyas características y composición se presentan en la tabla 1. Para determinar el rango de los protones, primero se ha calculado analíticamente el poder de frenado mediante la ecuación de Bethe-Bloch. Posteriormente,

se ha obtenido el rango aplicando la aproximación de frenado continuo. Todo el estudio analítico se ha desarrollado a través de un código propio en MatlabR2024a.

RESULTADOS

La tabla 1 muestra la composición principal, la densidad másica y la energía media de excitación de los diferentes tipos de hormigón estudiados. En la figura 1 se presentan los resultados del rango calculado para los hormigones: Portland (HPOR), Magnetita (HMAG), Colemanita (HCOL) y Baja Activación (HBA1), junto con el rango del agua. Se ha considerado un intervalo de energías hasta 250 MeV, próximo a la energía máxima utilizada en tratamientos con protones (230 MeV).

Elemento	Portland (HPOR)	Magnetita (HMAG)	Colemanita (HCOL)	Baja activación 1 (HBA1)
H	0,01	**0,118**	**0,891**	0,0072
C	0,001	0,0016	0,0003	**0,089**
O	0,53	0,5292	0,0727	0,4776
Fe	0,014	**0,2736**	0,00005	0,0006
Ca	**0,044**	0,0309	0,0031	**0,40492**
Si	0,337	0,0263	0,0011	0,012
Al	**0,034**	0,007	0,0003	0,0027
Mg	0,002	0,007	0,0006	0,0024
Na	0,016	0	0	0,0008
B	0	0	**0,029703**	0
K	0,011	0,0013	0,00008	0,0003
Densidad (g/cm^3):	2,30	4,10	2,12	2,18
I (eV):	136,2	99,7	21,1	136,1

Tabla 1: Características de los distintos tipos de hormigón [1]. La energía media de excitación (I) ha sido calculada aplicando la ley de Bragg

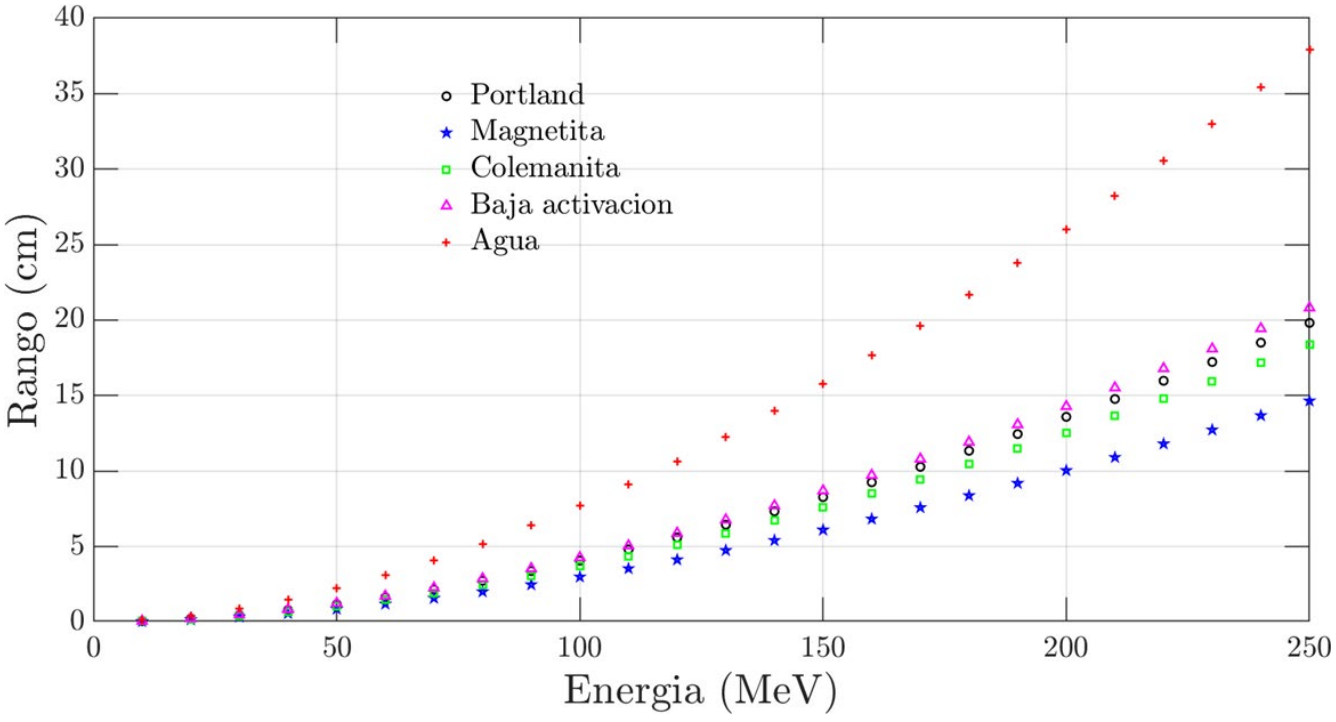


FIGURA 1: *Rango (cm) para los hormigones de la tabla 1 hasta 250 MeV. Se representa también el rango del agua.*

DISCUSIÓN

Las diferencias entre los hormigones radican en sus composiciones atómicas. La elección del material implica equilibrar coste, atenuación frente a neutrones, protones y fotones. Elementos de bajo Z mejoran el blindaje contra neutrones,

mientras que materiales con alto Z, como el hierro, son eficaces para neutrones relativistas (20-100 MeV), permitiendo menor espesor, aunque con mayor activación. El boro reduce la cantidad de material necesario, pero es más costoso y presenta peores

propiedades estructurales. Para hormigones de baja activación, se emplean agregados, arenas y cemento con menor cantidad de impurezas.

El cálculo del rango de los protones es útil en casos donde el haz primario pueda incidir directamente sobre el blindaje estructural de la sala de tratamiento en ciertas posiciones del cabezal del gantry. En la figura 1 se observa que, a 70 MeV, la mayor diferencia entre los rangos de los hormigones es de 0.69 cm. A 230 MeV, la diferencia aumenta: el rango del HBA1 es de 18.10 cm y el del HMAG, 12.73 cm. Esto se debe al alto Z efectivo del HMAG por su contenido en Fe.

CONCLUSIONES

Se ha calculado el rango de los protones para cada tipo de hormigón. A 230 MeV, la diferencia máxima entre el hormigón de baja activación y el de magnetita es de 5.37 cm. En todos los casos, el rango es inferior al del agua. El estudio del rango en hormigón es relevante en blindajes con incidencia directa del haz primario, debiendo complementarse con el blindaje asociado con la radiación secundaria neutrónica generada.

REFERENCIAS

García-Fernández, Gonzalo F. Estudio de la activación de blindajes en centros de protonterapia en función del tipo de hormigón. Revista Nuclear España. 2024.

DESARROLLO DE UN PROCEDIMIENTO ESPECÍFICO PARA LA DOSIMETRÍA PERSONAL DENTRO DEL MARCO DE LA NORMA ISO-9001

Béjar Navarro, M. J. (1); Pastor Fructuoso, P. (1); Rodríguez-Manzaneque Sosa, C. (1); Trujillo García, J. (1); Chillida Rey, R. (1); Prieto Morán, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Sevillano Martínez, D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Morís Pablos, R. (1); Capuz Suárez, A. B. (1); García Vicente, F. (1)
(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

INTRODUCCIÓN

La gestión de la dosimetría personal es un asunto complejo dentro de un Servicio de Radiofísica (SRF) debido a la gran variedad de situaciones ocupacionales y usuarios y la presión regulatoria.

Cualquier acción encaminada a la sistematización contribuirá a un aumento de la eficiencia, tanto por la disminución en el número de incidencias como por la mayor trazabilidad del proceso.

El objetivo de este trabajo es crear un procedimiento específico (PE) dentro del marco de la norma ISO-90013 para clasificar las diferentes circunstancias que concurren cuando un trabajador expuesto (TE) requiere control dosimétrico, detallar los registros a cumplimentar y explicitar los trámites con otras instituciones diferentes al SRF.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han representado las circunstancias que dan lugar a un flujo de trabajo diferenciado tras la necesidad de control dosimétrico del TE. Éstas son:

- Duración del contrato. Determina la apertura o no de historial dosimétrico (HD) para el TE.
- Necesidad de solicitar al CSN la licencia preceptiva o su aplicación a la Instalación Radiactiva (IR) del hospital.
- Clasificación del TE como de categoría A. Determina la comunicación al Servicio de Prevención de Riesgos Laborales (SPRL) de la necesidad de examen médico inicial y la cumplimentación del formulario de asignación de dosis del Centro Nacional de dosimetría (CND) para incluir las lecturas del dosímetro rotatorio inicial en el HD del TE.
- Posibilidad de irradiación no homogénea. Determina la solicitud de dosímetros adicionales.
- Estado de gestación. Determina la entrega de dosímetro de abdomen y la cumplimentación de la declaración de embarazo.

Cada escenario conlleva acciones preceptivas para el cumplimiento de la legislación (Tabla 1), entre ellas:

- Entrega de dispositivos para la vigilancia dosimétrica
- Cumplimentación de formularios
- Entrega de documentos informativos al TE
- Trámites con otros Servicios dentro del hospital (SPRL) o instituciones (CND, CSN).

RESULTADOS

En la tabla 1 se detallan las acciones a llevar a cabo en cada escenario.

Escenario		Documentación a cumplimentar	Documentación a entregar al TE	Comunicaciones necesarias
Duración del contrato	**≤ 3 meses**	RG-RDPF-0402a/b Alta como TE a las radiaciones ionizantes 3 meses cat A/B	INF-RDPF-0401 Información para el usuario de dosimetría personal INF 04.02/3/4/5 Normas de PR	
	> 3 meses	RG-RDPF-0401a/b Alta como trabajador expuesto a las radiaciones ionizantes categoría A/B RG 04.21 (formulario de alta en el CND, GS-F05)	INF-RDPF-0401 Información para el usuario de dosimetría personal INF 04.02/3/4/5 Normas de PR	
Clasificación del TE	**Categoría A**	RG 04.23 (formulario de asignación de dosis, GS-F08) excepto si duración contrato ≤ 3 meses		Solicitud al SPRL examen médico por incorporación al puesto.
Trabajo en una IR	**SÍ**	Formulario de solicitud licencia y formulario 801 CSN (en caso de primera concesión) o solicitud aplicación de su licencia a la IR		Solicitud al CSN de nueva licencia o aplicación de la licencia en vigor del TE a la nueva IR Solicitud al SPRL examen médico por obtención licencia.
Irradiación homogénea	**NO**	Solicitud dosímetros muñeca y/o anillo y/o cristalino en RG 04.21 (GS-F05)		
Embarazo	**SÍ**	Solicitud dosímetro abdomen RG 04.18 (Declaración de embarazo) RG 04.23 (formulario de asignación de dosis, GS-F08)	INF 04.06 Normas a TE gestantes	

TABLA 1: Documentos a cumplimentar y acciones a llevar a cabo en cada escenario. En la figura 1 se muestra el diagrama del PE de dosimetría personal.

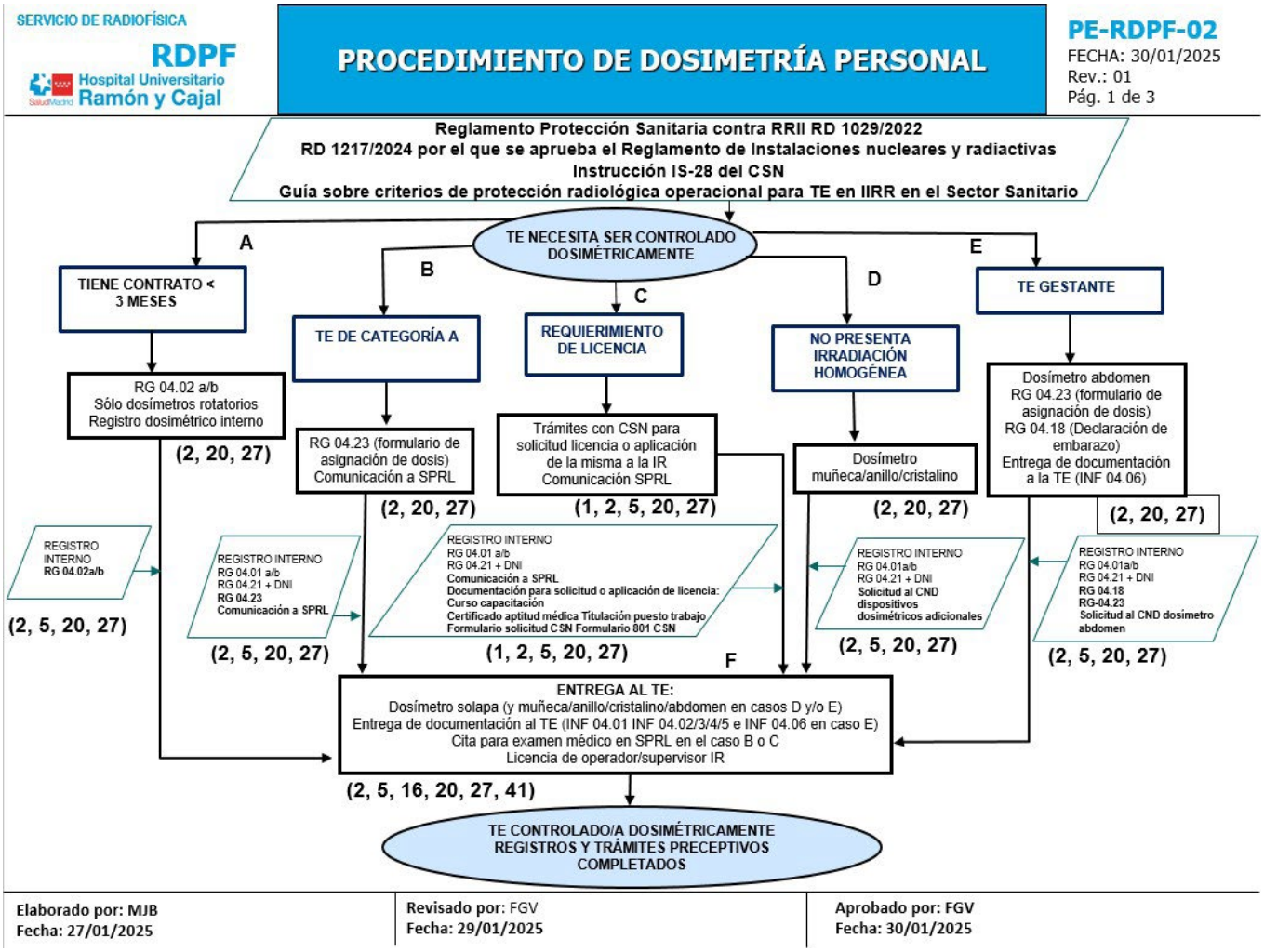


FIGURA 1: Esquema del PE de dosimetría personal.

DISCUSIÓN

Dado que el suministro del dosímetro personal puede demorarse, inicialmente, las solicitudes se resuelven con la entrega de un dosímetro rotatorio (DR). Debe preverse el número suficiente de DR y, cuando puedan resultar insuficientes, priorizar su entrega a TE-A o embarazadas.

El elevado número de incidencias relacionadas con los DR no siempre hace posible asignar sus lecturas al HD del TE. Esto hace que la solicitud de asignación de dosis se reserve únicamente para TE-A. Para el resto de TE se realiza el registro de dosis de los dosímetros rotatorios mediante un programa diseñado dentro del propio SRF.

CONCLUSIONES

Dada la complejidad de la dosimetría personal, cualquier acción encaminada a la sistematización resulta útil. El diseño de un PE específico en el marco de la norma ISO-90013 contribuirá a un aumento de la eficiencia, tanto por la disminución en el número de incidencias como por la mayor trazabilidad del proceso.

ESTRUCTURA Y GESTIÓN DEL DEPARTAMENTO DE FÍSICA DISTRIBUIDO EN DIFERENTES LOCALIZACIONES GEOGRÁFICAS

Alonso Pérez, C. (1); Sánchez Cayuela, C. (2); Fernández, R. (1); Góngora Ariza, F. (1); Álvarez Mateos, D. (3)
(1) GenesisCare España; (2) GenesisCare; (3) GenesisCare Jerez

INTRODUCCIÓN

El Grupo GenesisCare en España consta actualmente de 16 unidades asistenciales de radioterapia, y 19 aceleradores dispersados en 15 poblaciones y 5 CCAA.

Estas características tan especiales han dado lugar a que el Departamento Física, grupo integrado por 35 profesionales, se gestione de forma distinta a la habitual de un servicio de radioterapia ubicado en un hospital.

MATERIAL Y MÉTODO

La estructura del Departamento de Física de GC tiene como pilares fundamentales al director, quién coordina, dirige al grupo y representa ante la Dirección y el grueso del equipo que realiza fundamentalmente tareas asistenciales y control de calidad en las distintas unidades.

Pero su característica diferencial es cómo se articula a través de:

- Physics Leader Forum (PLF)

  Órgano con carácter ejecutivo donde se organiza el trabajo del equipo de radiofísica y se deciden aspectos globales de la actividad clínica con el objetivo de unificar del trabajo en todas las unidades atendiendo a las peculiaridades de cada una de ellas. Está compuesto por 6 personas expertas y cada una tiene asignada un área específica de trabajo.

- Grupo de Protección y Seguridad Radiológica

  Formado por 4 personas expertas en el ámbito de la protección radiológica, programas de garantía de calidad, matrices de riesgo y metrología, se centra en asegurar las condiciones de trabajo y asistenciales en todas las unidades.

- Grupos de trabajo específicos

  Creados para proyectos específicos de mejora e implantación.

RESULTADO

Con el soporte de los distintos grupos se ha conseguido una homogeneización en los procedimientos de trabajo en todos los ámbitos.

Cada unidad hace aportaciones al resto que, una vez evaluadas y aprobadas por los distintos grupos, son introducidas como mejoras a todo el grupo.

Esto, junto a un equipamiento gemelo, equipos de medida, planificadores y accesorios, ha conseguido un alto grado de estandarización en todo el grupo de física, siendo superior al 90%

Todo ello permite la ayuda en remoto a cualquier unidad y realizar las tareas clínicas como si estuvieran en una única ubicación.

DISCUSIÓN

La adquisición por GC de numerosas unidades de radioterapia ya existentes y la apertura de nuevas, dio lugar a la necesidad de vertebrar el Departamento de Física del Grupo para conseguir una homogeneización en sus procedimientos de trabajo y una estructura adecuada.

Esta estructura ha dado un grupo de radiofísica fuertemente involucrado en la calidad y seguridad, y que se ve retroalimentado con la información y ayuda de cada una de las unidades.

CONCLUSIONES

A pesar de esa dispersión geográfica, el grupo de física de GC trabaja de forma conjunta. Existe una comunicación continua y ágil entre todos los miembros del grupo.

Cada unidad forma parte de un equipo que estudia el funcionamiento de todas las unidades asistenciales, hace de soporte y ayuda en cualquier situación, se audita internamente e implementa mejoras continuas.

El Grupo se retroalimenta del conocimiento y experiencia de cada una de las unidades y sus profesionales, lo que genera una seguridad y consistencia importante al grupo.

ESTIMACIONES ESPECIALES DE DOSIS ¿QUÉ ESTADÍSTICO UTILIZAR?

Garcia Riñon, D. (1); Rojo Navarrete, D. (2); Huertas Martínez, C. (2); Ferrer Gracia, C. (2); Sánchez López, R. (2); Martínez Sánchez, M. (2); Galiano Fernández, P. (2); Alonso Delgado, I. (2); De La Monja Rey, P. (2); Yang, G. (2); Barroso Miranda, M. (2); Pérez Marcos, P. J. (2); Sáez Beltrán, M. (2)

(1) Hospital Universitario la Paz (Madrid); (2) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

El reglamento en materia de protección radiológica (RD 1029/2022) establece la obligación por parte del SPR de la estimación de dosis a trabajadores con pérdida o no cambio de dosímetro personal.

El objetivo de este trabajo es realizar un análisis de los datos dosimétricos, aportados por el Centro Nacional de Dosimetría (CND), y discutir las implicaciones que puede tener la elección de diferentes estadísticos en estas estimaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se obtienen los estadísticos de Media (M), Mediana (Me), Percentil 75 (P75), Percentil 90 (P90) y Valor máximo (Max) de las distribuciones de dosis de cada trabajador (en el mismo Servicio) con los datos anteriores (N) al mes a analizar y se compara con la medida obtenida con el dosímetro ese mes.

Es decir, se simula una pérdida de dosímetro, obteniendo la estimación de dosis con diferentes estadísticos, y se compara con la medida real leída por el dosímetro personal.

$$Error/\ :\ del/\ :\ estadistico/\ :\ en/\ :\ N_{i+1} = Estimacion/\ :\ (N) - Medida/\ :(i+1)$$

Esto se realizará con los dosímetros de Solapa, anillo y muñeca, dándonos un total de datos de 43.574, 1397 y 7543 respectivamente.

Se obtendrán los errores promedios de cada estimador y el porcentaje de datos por debajo de 0 (infraestimación).

En la obtención de los estadísticos no se realizará interpolación, para minimizar el efecto de N bajos y solo se tendrán en cuenta los datos obtenidos por lecturas válidas del CND para evitar la asignación administrativa, que se utilizaba anteriormente en esta asignación de dosis. Se añade un estimador con un valor fijo (VF) (2 mSv para Solapa y 40 mSv para anillo y muñeca) para comparar esta asignación.

Por último, se mostrará el promedio de errores en función de N (número de datos del estimador) siempre que ese N tenga al menos 25 datos.

RESULTADOS

Se obtienen los siguientes resultados (Tabla1) y distribuciones en función de N para solapa y muñeca (Fig.1).

	Solapa		Anillo		Muñeca	
	Error promedio	Porcentaje < 0	Error promedio	Porcentaje < 0	Error promedio	Porcentaje < 0
Media	0.069	2.55	-0.571	41.16	0.276	15.62
Mediana	-0.002	8.50	-0.972	46.96	-0.052	24.98
Percentil 75	0.031	4.47	0.038	31.35	0.693	12.1
Percentil 90	0.084	2.34	1.582	16.61	1.718	6.72
Maximo	0.324	1.04	3.953	8.80	6.054	2.85
Valor Fijo	1.961	0.13	37.671	0.21	38.805	0.11

Tabla1. Error promedio y porcentaje de error < 0 para cada estimador y dosímetro

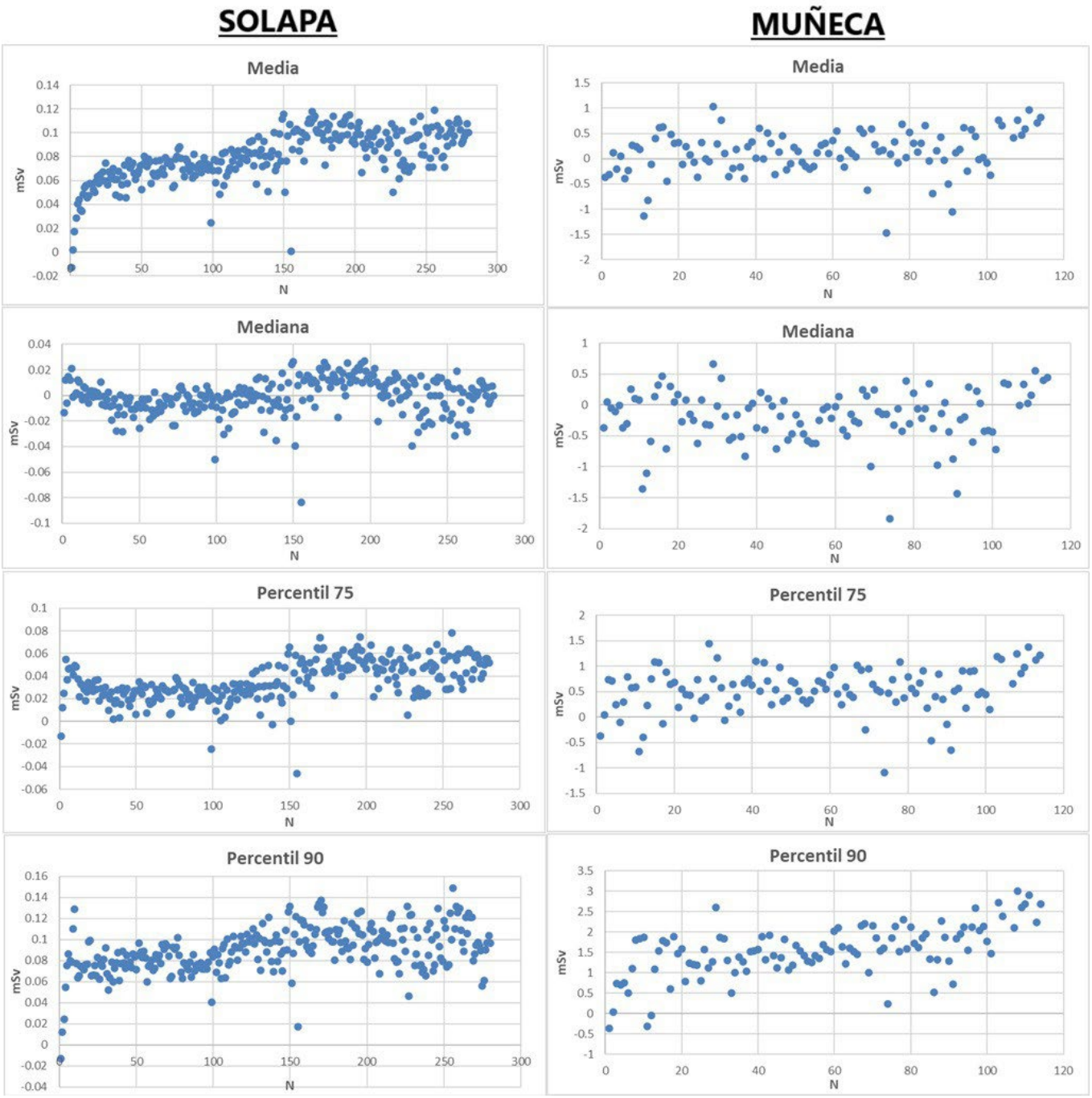


Fig1. Errores promedio en función de N

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La estimación de dosis debería ser una medida razonablemente precisa pero conservadora, para minimizar posibles infraestimaciones, que debido a las características de la estimación puede suceder.

Los valores obtenidos con los estimadores de Max y VF muestran una gran sobrestimación, aunque esto no evita que haya casos en los que se produzca infraestimación.

Se aprecian diferencias entre el comportamiento de los estimadores para solapa respecto a anillo y muñeca. Esto puede deberse a la diferencia de porcentaje de valores de 0 (Fondo) que hay para cada dosímetro y parece ser la causa de que la media sea mucho más conservadora para el dosímetro de solapa que para el de anillo y muñeca.

Por tanto, los estimadores que muestran un valor más preciso y estable frente a N, siendo más conservadores, son el percentil 75 y 90. Su elección puede tomarse en función de las características de las lecturas recibidas o del grado de conservadurismo que se quiera tomar.

CORRELACIÓN DE LA DOSIS RECIBIDA POR EL INTERVENCIONISTA DE LA UNIDAD DE ENDOSCOPIAS CON LOS PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS DE PACIENTE PROPORCIONADOS POR EL EQUIPO

Antón García, D. (1); Soto Angona, R. (1); Pérez Gómez, F. (1); Agulla Otero, M. (1); Torres Cabrera, R. (1); Pena Vaquero, S. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Villar Vazquez, C. (1); Sánchez Pérez, M. (1); Montoya Armisen, P. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Del Castillo Belmonte, Á. (1); Miguel Perez, D. (1); Donis Gil, S. (1); De Frutos Baraja, J. M. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

Los profesionales sanitarios más expuestos a la radiación ionizante son los dedicados a la práctica intervencionista. Las dosis recibidas por éstos son monitorizadas de forma generalizada mediante dosímetros de solapa bajo la protección. No obstante, las dosis en zonas no protegidas expuestas directamente plantean mayores dificultades de seguimiento.

El objetivo de este trabajo es explorar la posibilidad de usar los datos de dosimetría a paciente que proporciona el equipo, producto dosis área (PDA) y kerma en aire en la posición de referencia (Kref, 30 cm por delante de la entrada del detector) como punto de partida para la estimación de la dosis recibida por el médico intervencionista en áreas del cuerpo no protegidas por los elementos de protección.

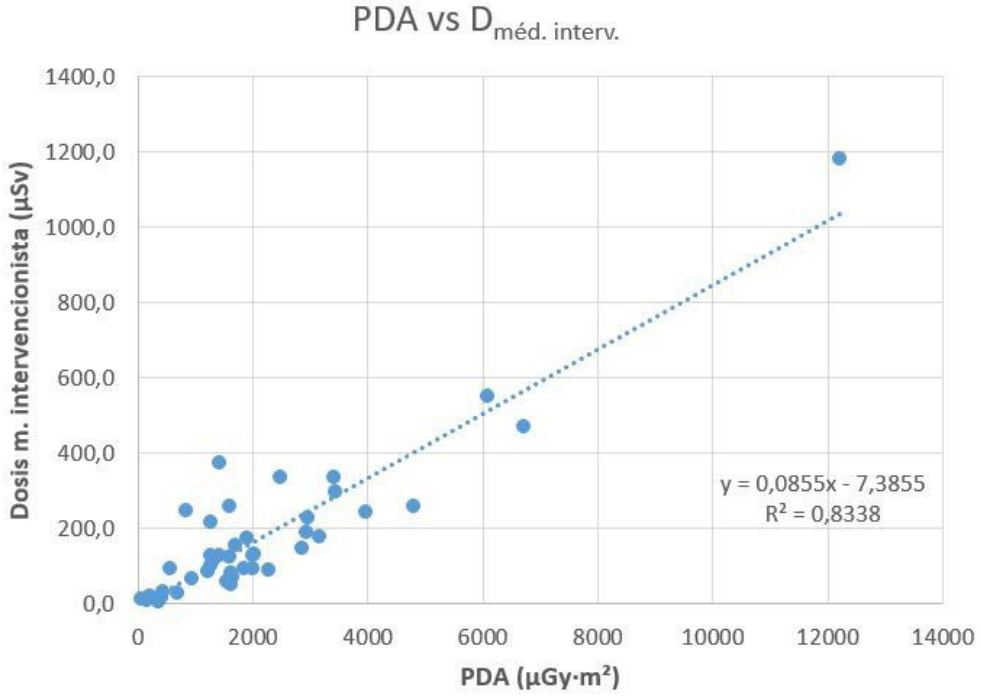
MATERIAL Y MÉTODO

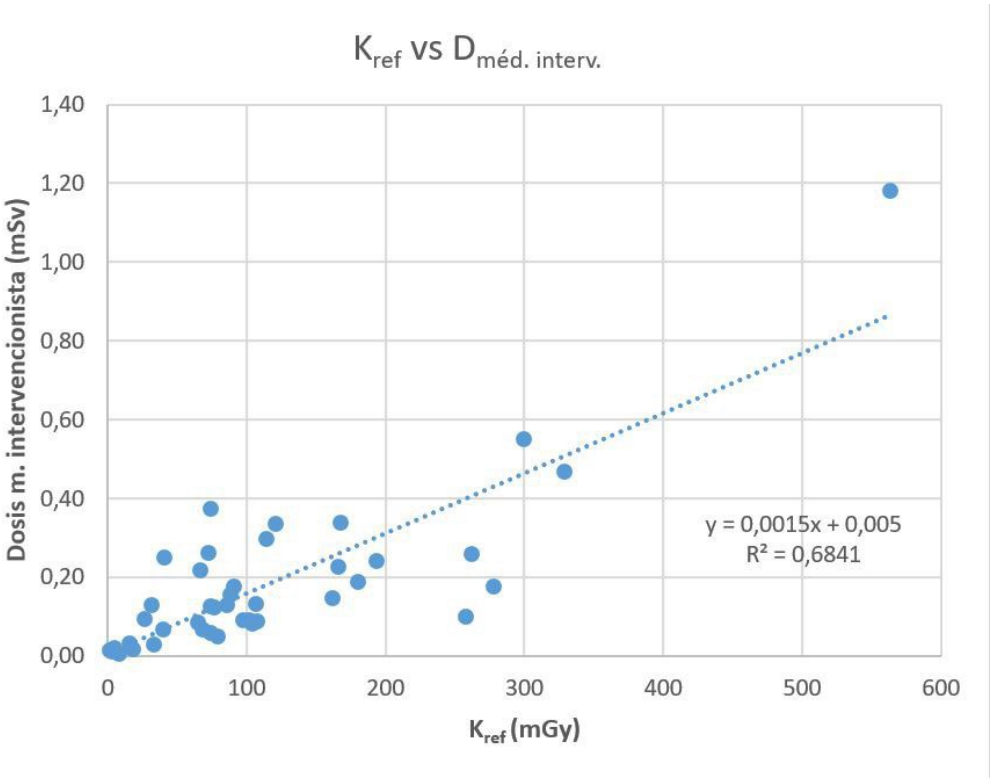
Durante dos semanas se asignaron dosímetros de lectura directa Raysafe i3 al personal de la Unidad de endoscopias del Servicio de Digestivo (médico, médico visitante, médico residente, enfermera, TSID y TCAE) presente en la sala de intervencionismo dotada de un arco quirúrgico Siemens Cios Alpha. Estos dosímetros se colocaron sobre el equipo de protección (chalecos plomados) en el torso de cada participante. Adicionalmente se colocaron un dosímetro bajo la protección del médico y otro en el propio arco quirúrgico a modo de referencia. Se extrajeron las lecturas correspondientes a cada intervención. Dado que el rol de médico principal, quien se sitúa más próximo al paciente, variaba entre los médicos se tomó como dosis representativa del médico intervencionista la mayor de los tres en cada intervención.

Por otra parte se recuperaron los informes estructurados de dosis (SR) que envía el arco al PACS en cada intervención. A través de ellos se obtuvieron las estimaciones de producto dosis área (PDA) y kerma en aire en el punto de referencia. En total se obtuvieron datos correspondientes a 44 intervenciones.

RESULTADOS

Los datos obtenidos y su correlación se pueden observar en las siguientes tablas.





DISCUSIÓN

Como era de esperar la correlación de la dosis recibida con el PDA es notable puesto que ésta incluye factores, dosis y tamaño de campo, que determinan la cantidad de radiación dispersa, y por tanto la recibida por el personal presente. En el caso del Kerma en aire en el punto de referencia la correlación es bastante peor.

Este resultado sugiere una vía para estimar la dosis en puntos concretos que se podría hacer a través de factores de conversión, de dosímetro de solapa a cristalino, por ejemplo, publicados en numerosos trabajos. El resultado de esta estimación debería tomarse como una aproximación, a falta de que se extienda el uso de dosímetros específicos aceptados generalmente.

En este tipo de intervenciones la posición de arco, del paciente y del intervencionista, así como los tamaños de campo empleados, son muy consistentes por lo que en otro tipo de prácticas menos homogéneas tal vez no se obtenga el mismo grado de correlación.

CONCLUSIONES

Los parámetros dosimétricos de paciente, especialmente el PDA, podrían emplearse en una primera aproximación para estimar la dosis recibida por los profesionales intervencionistas.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOMARCAJE CON SEMILLAS DE I-125

Agustí-Camprubí, E. (1); Sania Alcover, A. (1); Esteban Garijo, M. (1); Tarrats-Rosell, J. (1)
(1) Hospital Clinic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

En el Hospital Clínic de Barcelona se utilizan semillas de Iodo-125 para el radiomarcaje de lesiones en procedimientos que implican una permanencia en el paciente de alrededor de 150 días. La frecuencia de uso hace que existan amplias variaciones en el intervalo de tiempo entre la calibración y la implantación provocando una importante diferencia de actividad implantada, y por tanto, de dosis entre pacientes.

En este trabajo se han analizado la distribución de las actividades de las semillas implantadas y los niveles de radiación obtenidos a diversas distancias, en el momento de la implantación y de la retirada.

Los resultados obtenidos pretenden justificar la necesidad de optimizar la actividad implantada al paciente y controlar el periodo de tiempo entre la calibración y la implantación con el fin de reducir la dosis recibida por el paciente y las personas cercanas, así como homogeneizar la actividad implantada para reducir las diferencias de dosis entre pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se han considerado 103 pacientes a los que se les han implantado un total de 148 semillas Advantage Iodine-125 Interstitial Brachytherapy con Actividad Media en la calibración de 9.412±0,494 MBq.

Con el detector de radiación Fluke VICTOREEN se han medido los niveles de radiación (μSv/h) emitidos por el paciente a tres distancias y con la sonda gamma DILON NAVIGATOR las cuentas por segundo (cps) en piel proporcionadas por cada semilla implantada. Todas ellas se han realizado el día de la implantación y de la retirada.

RESULTADOS

La actividad total implantada por paciente en el momento de la calibración, de la implantación y de la retirada se refleja en la figura siguiente:

	Actividad Total Pacientes 1 semilla (MBq)			Actividad Total Pacientes 2 semillas (MBq)			Actividad Total Pacientes 3 semillas (MBq)		
	Media	Max.	Min.	Media	Max.	Min.	Media	Max.	Min.
Calibración	9,37 ± 0,493	10,027	7,881	18,969 ± 1,067	20,054	15,762	28,398 ± 0,568	29,082	27,528
Implantación	5,624 ± 1,591	8,364	3,329	9,923 ± 3,523	16,465	3,466	13,475 ± 4,714	19,635	7,019
Retirada	1,024 ± 0,444	2,148	0,518	2,021 ± 1,308	6,254	0,426	2,351 ± 1,057	4,044	1,401

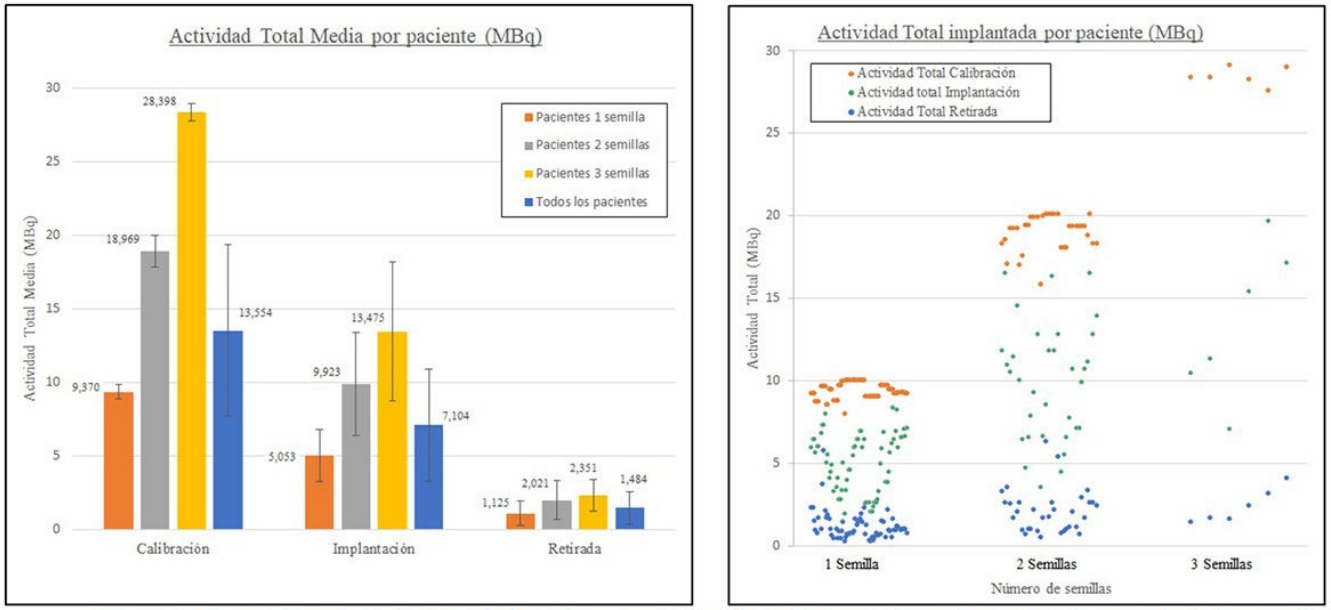


Figura 1: Caracterización de la Actividad Total por paciente en la calibración, la implantación y la retirada de las semillas.

Los Niveles de Radiación y los porcentajes de reducción han sido:

	Niveles de Radiación Pacientes 1 semilla (µSv/h)						
	Implantación			Retirada			% Reducción Niveles Radiación
	Media ± Desv.Sta.	Max.	Min.	Media ± Desv.Sta.	Max.	Min.	
Contacto	9,25 ± 5,27	24,00	1,42	2,62 ± 2,48	13,40	0,24	-72,1 ± 18,83 %
d = 0,5 m.	0,54 ± 0,63	4,00	0,10	0,16 ± 0,12	1,03	0,05	-61,2 ± 27,05 %
d =1 m.	0,19 ± 0,18	1,30	0,05	0,09 ± 0,1	0,83	0,04	-51,47 ± 27,67 %
	Niveles de Radiación Pacientes 2 semillas (µSv/h)						
Contacto	14,54 ± 7,72	31,00	1,29	2,94 ± 2,03	9,20	0,17	-76,52 ± 18,34 %
d = 0,5 m.	0,63 ± 0,58	3,30	0,14	0,19 ± 0,08	0,46	0,09	-59,03 ± 19,6 %
d =1 m.	0,21 ± 0,14	0,81	0,06	0,08 ± 0,03	0,18	0,03	-55,49 ± 26,41 %
	Niveles de Radiación Pacientes 3 semillas (µSv/h)						
Contacto	18,15 ± 4,5	25,00	12,90	3,72 ± 1,9	7,20	2,00	-80,04 ± 6,19 %
d = 0,5 m.	1,21 ± 0,57	1,80	0,35	0,26 ± 0,09	0,38	0,11	-69,01 ± 31,57 %
d =1 m.	0,3 ± 0,16	0,60	0,15	0,1 ± 0,04	0,16	0,05	-59,2 ± 24,76 %

Figura 2: Caracterización de los Niveles de Radiación para pacientes con 1, 2 y 3 semillas, durante la implantación y la retirada y a las 3 distancias consideradas

DISCUSIÓN

El análisis de las actividades implantadas respecto de las de calibración muestra que existe una gran variabilidad entre pacientes, siendo determinante el número de días entre la calibración y la implantación (60±33 días), con un valor máximo de 130 días. Esta variación implica una reducción de actividad media del 47%±18%, con un valor máximo del 78%.

Los niveles de radiación medidos en contacto con la paciente en el momento de la implantación muestran valores correlacionados con el número de semillas y por tanto la actividad implantada, pero a distancias de 0,5m y 1m esta diferencias se atenúan. Lo mismo ocurre en la retirada, siendo la tasa de dosis en contacto prácticamente independiente del número de semillas y para 0,5m y 1m muy similar y próxima al fondo en los tres grupos de pacientes.

CONCLUSIONES

De estos resultados se desprende la necesidad de controlar y optimizar la actividad implantada, intentando homogeneizar el número de días entre la calibración y la implantación para evitar diferencias remarcables entre pacientes. Las medidas de la sonda gamma el día de la retirada muestran que la actividad es suficiente para localizar la semilla, incluso en los casos de menor actividad, lo cual nos proporciona un margen de mejora en la reducción de dosis.

EVALUACIÓN Y MEJORA DE LOS BLINDAJES EN UNA SALA PET/CT: REDUCCIÓN DE RADIACIÓN DISPERSA Y ANÁLISIS DE LA RADIACIÓN TERCIARIA

Corredoira Silva, E. (1); López Romero, A. (1)
(1) Hospital Universitario de Guadalajara

INTRODUCCIÓN

En el Hospital Universitario de Guadalajara se diseñó una sala para un equipo PET/CT, empleando metodologías aceptadas en diseño de blindajes. La sala, de 47,55 m², incluye un blindaje perimetral de 20 cm de hormigón (30 cm en suelo y techo), un visor de vidrio plomado de 6 mm y una puerta blindada con 4 mm de plomo. Durante la comprobación, se detectaron tasas elevadas de radiación dispersa en puntos críticos (visor y puerta), atribuidas a discrepancias en el diseño, como muros de 2,3 m de altura en lugar de los 3,56 m planificados y deficiencias en los solapes.

MATERIAL Y MÉTODOS

- Parámetros: CT a 140 kVp, 100 mA, 2 s de exposición y 40 mm de colimación; maniquí de PMMA para CTDI de cuerpo; detector Raysafe 452 Ambient para medir H*(10).
- Evaluación de los solapes: La puerta y el visor, instalados en la parte interior, dificultaron la evaluación de la atenuación.

- Procedimiento de medida: Se midieron tasas en visor, puerta y puesto del operador antes y después del refuerzo con láminas de plomo de 4 mm.

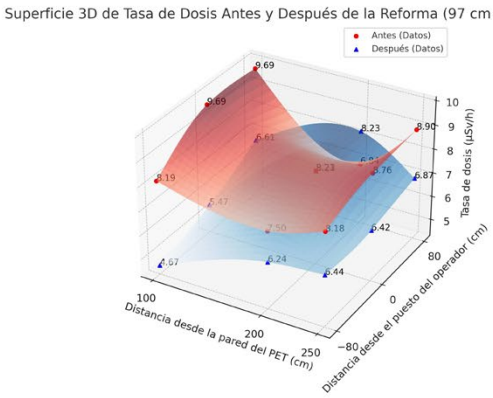
RESULTADOS

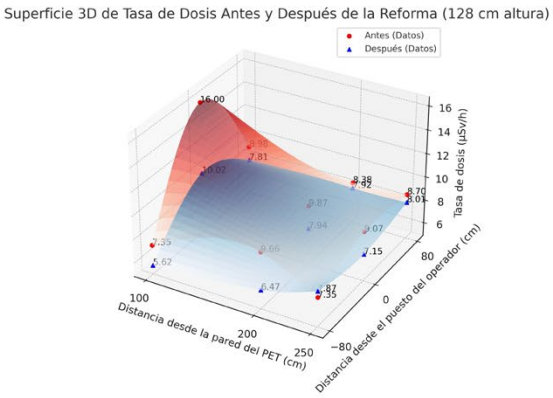
Tras reforzar los solapes, las medidas mostraron reducciones significativas:

Puerta: A 135 cm y 100 cm, la tasa disminuyó de 354,6 µSv/h a 9,24 µSv/h (97,4 %). A 165 cm y 400 cm, de 149 µSv/h a 10,5 µSv/h (92,9 %).

Puesto del operador: A 97 cm y 100 cm, de 9,69 µSv/h a 5,47 µSv/h (43,5 %).

La FIGURA 1 resume las tasas medidas antes y después del refuerzo a diferentes distancias desde la pared del PET y en diferentes puntos del puesto del operador a dos alturas (97 y 128 cm).





DISCUSIÓN

- Eficacia del refuerzo: Reducciones superiores al 96 % en puntos cercanos en la puerta y 46% en el centro del visor validan la corrección de los solapes. Persisten contribuciones menores de radiación terciaria.
- Limitaciones del diseño original: La altura insuficiente de los muros y el uso de hormigón incrementan la dispersión.
- Implicaciones: Sería necesario modificar la altura de las barreras y mejorar el diseño para minimizar la radiación terciaria.

CONCLUSIONES

1. Las correcciones en los solapes fueron altamente efectivas,logrando reducciones promedio superiores al 96% en la puerta
2. La radiación terciaria resalta la necesidad de blindajes que alcancen el forjado superior.
3. Es esencial realizar supervisiones rigurosas durante la construcción.

DIVULGACIÓN DEL "CONSENSO EUROPEO EN EL USO DE BLINDAJES SOBRE PACIENTES EN EXPLORACIONES DIAGNÓSTICAS" EN TRES SERVICIOS DEL HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID

Pérez Gómez, F. (1); Manjon Callejo, M. J. (1); Antón García, D. (1); Soto Angona, R. (1); Agulla Otero, M. (1); Torres Cabrera, R. (1); Pena Vaquero, S. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Villar Vazquez, C. (1); Montoya Armisen, P. (1); Sanchez Perez, M. (1); Andres Rodriguez, C. (1); Miguel Perez, D. (1); Donis Gil, S. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Del Castillo Belmonte, A. (1); Alonso Hernandez, D. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

Desde hace aproximadamente 70 años, ha sido habitual colocar material protector frente a la radiación sobre los pacientes para ayudar a reducir la dosis en órganos críticos. El resultado es que muchos pacientes y profesionales esperan que esto siga siendo así. Sin embargo, estudios recientes, como el "Consenso Europeo en el uso de blindajes sobre pacientes en exploraciones diagnósticas" publicado en diciembre de 2021, se ha mostrado crítico con la eficacia de tales prácticas. Esto ha ido provocando situaciones de fricción entre los pacientes y algunos profesionales sanitarios demandando protectores y los responsables de la

práctica radiológica, que los pueden llegar a considerar ineficaces e incluso contraproducentes. Por ello, el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de Valladolid (SRFyPR) impartió una serie de sesiones formativas en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid (HCUV). Al inicio de ellas se instó a los asistentes a participar en una encuesta de conocimientos previos sobre el tema, que se repitió de nuevo al finalizar la sesión. Este trabajo presenta los resultados y discute la efectividad de las sesiones a la hora de divulgar el Consenso Europeo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se impartieron sesiones informativas presentando el contenido del "Consenso Europeo en el uso de blindajes sobre pacientes en exploraciones diagnósticas" a los profesionales de tres Servicios del HCUV: UCI, UVI Pediátrica y Maternidad- Paritorios.

Antes de comenzar cada sesión, se invitó a los participantes a que cumplimentasen una encuesta pre-exposición a la que accedían mediante un código QR. Al término de la sesión, se solicitó de nuevo su participación para cumplimentar la misma encuesta post-intervención. Ambas constaban de 8 preguntas con respuesta cerrada tipo SÍ/NO/NO LO SABE. A La encuesta post-intervención se le añadieron 4 ítems más, dirigidos a evaluar la satisfacción de los profesionales y la aplicabilidad en la práctica clínica de lo expuesto.

RESULTADOS

La efectividad de las sesiones fue muy satisfactoria. Esto se puede ver en los cambios de respuesta que se dieron entre la encuesta previa y la final. Al término de la sesión, el porcentaje de respuestas correctas fue muy superior al del inicio, mostrando así que los conocimientos fueron interiorizados satisfactoriamente.

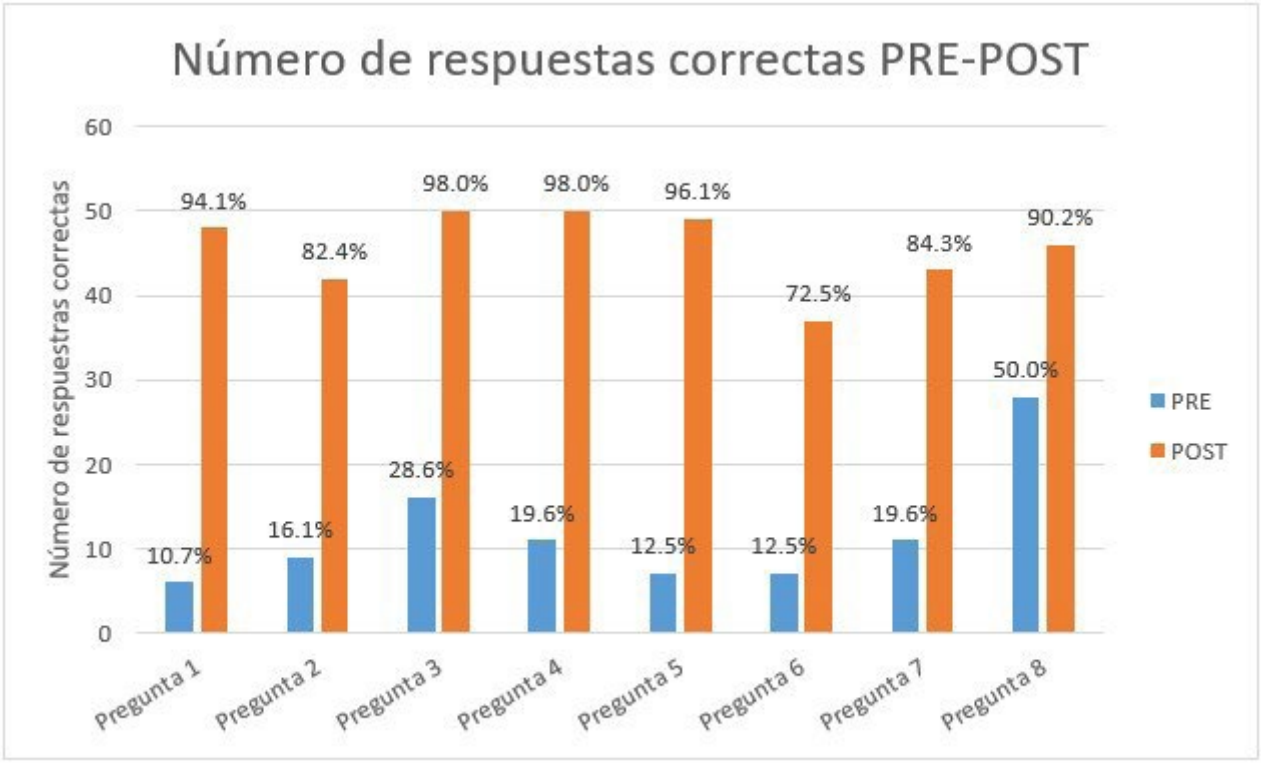


Figura 1: Número de respuestas correctas antes y después de la impartición de las sesiones.

Asimismo, el público manifestó una satisfacción general muy alta través de las 4 preguntas añadidas a la encuesta post, de tipo "Liker (0-4)" donde 0 es muy negativo y 4 muy positivo. La puntuación promedio fue de 3.87 sobre 4.



Figura 2: Relación total de puntuaciones de las preguntas tipo Liker (0-4).

DISCUSIÓN

A través de estas sesiones se ha unificado lo que han de esperar, en lo que a blindajes a pacientes se refiere, los profesionales de algunos de los servicios a los que más a menudo se acude a realizar exploraciones radiológicas portátiles.

CONCLUSIONES

La divulgación periódica de conocimiento en materia de protección radiológica es crucial para asegurar las buenas prácticas en el ámbito hospitalario. De esta manera, las radiaciones son utilizadas de manera segura y eficaz.

DOSIMETRÍA DE LOS TRABAJADORES DE TERAPIA METABÓLICA CON I-131 EN EL COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE LEÓN (CAULE)

Ruiz Marbán, S. (1); Fernández Belmonte, F. (1); Cesteros Morante, M. J. (1); Barrio Lazo, F. (1); Conles Picos, I. (1)
(1) Hospital de León

INTRODUCCIÓN

En un tratamiento de terapia metabólica con I-131, el radiofármaco se administra al paciente por vía oral y se concentra en el tejido tiroideo. Esto convierte al paciente en un emisor radiactivo, haciendo imprescindible el control dosimétrico del personal sanitario que trabaja con el paciente (enfermeras, auxiliares, celadores y radiofísicos).

En este estudio se analizan las dosis recibidas por estos trabajadores durante el año 2024. El objetivo es comprobar que funcionan los protocolos y medios de protección radiológica.

MATERIALES, MÉTODOS Y RESULTADOS

Contamos en el CAULE con tres dosímetros de lectura directa modelo TRACERCOTM Personal Electronic Dosimeter (PED). Cada uno de estos dosímetros puede asignarse a un usuario concreto, quedando uno para el personal de enfermería, otro para personal auxiliar y el tercero para celadores y radiofísicos, según necesidad.

El PED de lectura directa se usa como complemento del dosimetro personal (TLD) y tiene como objetivo advertir al trabajador si se expone a una tasa de dosis alta.

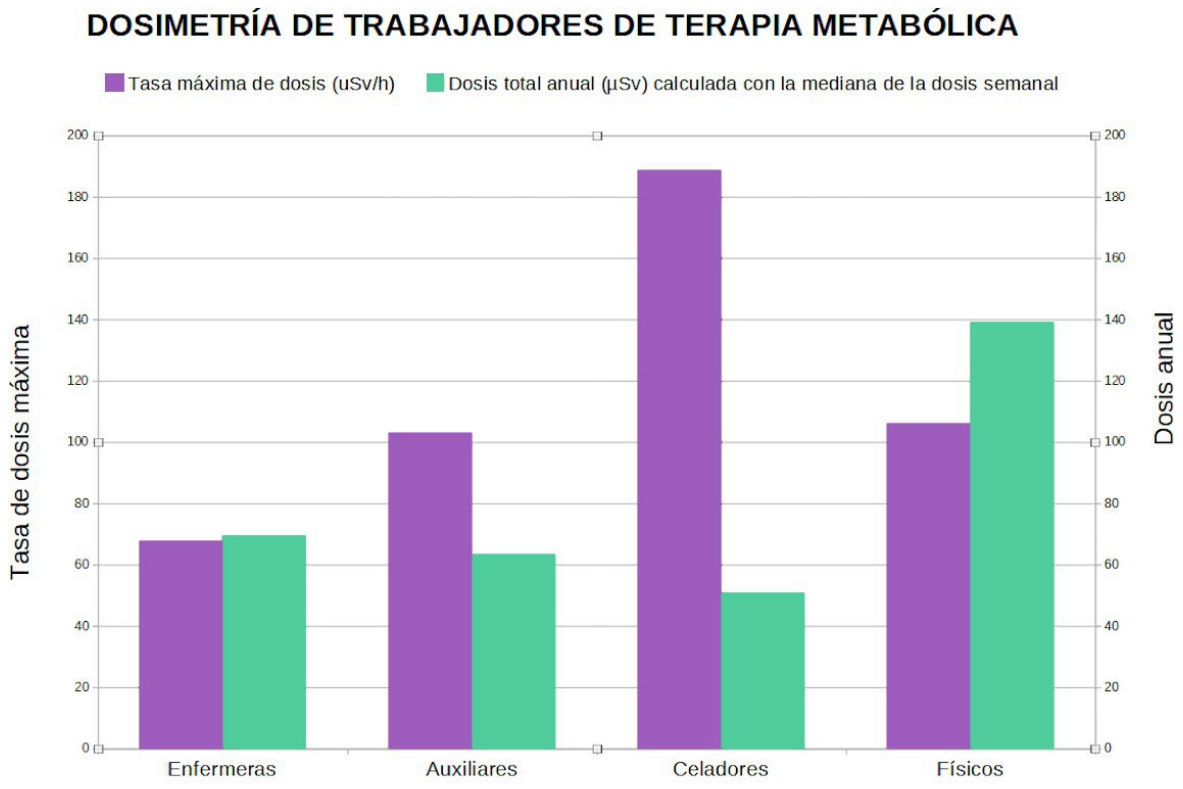
Al inicio de cada semana en que hay tratamientos se entrega un PED a cada trabajador y se recogen cuando todos los pacientes han sido dados de alta. Sus datos son volcados al software DoseVisionTM, que permite su gestión y exportación para su posterior análisis.

Se han recogido los datos dosimétricos de aquellas semanas de 2024 en las que sólo hubo terapia con I-131 (ver **TABLA 1**), descartando aquellas en las que hubo terapia con Lu-177, y se ha evaluado la distribución de la dosis recibida por cada trabajador en relación al número de pacientes y la actividad suministrada semanalmente, así como los picos de tasa de dosis y dosis semanal acumulada alcanzados durante el año.

	Dosis por paciente, turno y GBq (nSv/paciente/turno/GBq)			
Semana	Enfermería	Auxiliar	Celador	FÍSICOS
1	85	71	47	101
2	62	68	129	244
3	59	44	301	79
4	52	57	0	---
5	42	35	1072	---
6	35	42	107	131
7	55	45	71	82
8	34	45	28	123
9	84	65	137	---
10	38	37	160	---
11	46	60	149	172
12	27	27	107	---

Tabla 1. Datos recogidos con los equipos PED durante el año 2024 en el HL.

Con la mediana de estos datos se ha realizado una estimación de la dosis que recibiría un trabajador de cada categoría si trabajara en la instalación durante un año de 48 semanas, con 2 pacientes por semana a los que se les suministra una actividad de 3700 MBq de I-131. Para el caso de enfermeros, físicos y auxiliares, se ha considerado que trabajan en metabólica cuatro turnos cada semana. En la **Gráfica 1** se muestran las dosis anuales y los valores máximos de la tasa de dosis.



Gráfica 1. Tasas máximas y estimación de dosis total anual de los trabajadores.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

- Se observa que el celador es el trabajador que alcanza un mayor pico de tasa de dosis a lo largo del año (189 µSv/h) y también la mayor dosis semanal. Este trabajador acompaña al paciente al equipo SPECT-CT donde se le realiza un rastreo el día del alta. Aun cuando el riesgo es menor debido a que el paciente ya está en condiciones del alta dosimétrica, es probable que no haya mantenido siempre la distancia de seguridad durante el trayecto.
- Ningún dosímetro personal PED ha mostrado valores mensuales superiores a 24 µSv.
- La sensibilidad de los dosímetros PED es mayor que los TLD del CND, por lo que permite detectar picos de alta tasa de dosis aun cuando las dosis mensuales sean muy inferiores a 100 µSv.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE SEMILLAS I-125 EN CÁNCER DE MAMA: PROGRAMA BASADO EN TG43

Luis Simon, F. J. (1); Sánchez Esperón, J. (1); Delgado Espinosa, S. (1); Torres Arroyo, I. (1); Perucha Ortega, M. (1); Luis Simon, F. J. (1)
(1) Hospital Virgen del Rocio

INTRODUCCIÓN

En el tratamiento del cáncer de mama, el marcaje de ganglios centinelas con semillas de I-125 es una técnica ampliamente utilizada. Estas semillas se inyectan el día del marcaje y se retiran en la cirugía. Aunque nunca debe ocurrir, existen casos no deseados en los que tras la cirugía una semilla pudiera permanecer permanentemente en el tejido mamario. Esto conduce a que el tejido mamario reciba una dosis adicional de radiación no contemplada, lo que podría afectar tanto al tejido sano, así como a las áreas probablemente irradiadas posteriormente mediante radioterapia externa. El objetivo de este estudio es evaluar la dosis media absorbida por el tejido mamario y la dosis en puntos específicos bajo estas condiciones, utilizando un código en MATLAB basado en las directrices TG43 de la AAPM. Además, valoraremos cuál su implicación desde el punto de vista de protección radiológica

MATERIALES Y MÉTODO S

Se desarrolló un programa en MATLAB para calcular la distribución de dosis en una mama modelada como una semiesfera de radio R. El programa permite seleccionar:

- El radio R de la mama.
- La posición de la semilla dentro de la semiesfera.
- La actividad de la semilla al momento de la inyección.

El cálculo se basa en los parámetros definidos por el protocolo TG43:

- Constante de tasa de dosis (λ).
- Funciones de geometría (G(r, θ)).
- Función de dosis radial (g(r)).
- Función de anisotropía (F(r, θ)).

El programa fue diseñado para la semilla I-125 IsoAid™ Iso™ Advantage y no es aplicable a otros tipos de semillas, sin la adaptación de las funciones correspondientes. Se realizaron simulaciones para dos casos representativos:

- La semilla ubicada en el origen de coordenadas (cercana a la pared costal).
- La semilla ubicada en un extremo de la semiesfera (zona ganglionar).

Los resultados incluyen la dosis en un punto a 1 cm acumulada de la semilla, la dosis media absorbida acumulada por la mama, y una representación gráfica de la distribución de dosis.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos se presentan en la siguiente tabla (Tabla 1), la cual muestra los valores de dosis media acumulada, la dosis total acumulada en un punto a 1 cm y los parámetros seleccionados:

Actividad = 0,27 mCi	Radio = 11,2 cm	Dosis a 1 cm Acumulada (cGy)	Dosis Media Acumulada (cGy)
Caso	Borde	673,25	65,74
	Origen	673,25	124,24

Tabla 1. Resultados.

Adicionalmente, se generó una representación gráfica de la distribución de dosis en la mama, permitiendo visualizar cómo varía la radiación en función de la distancia a la semilla (FIGURA 1).

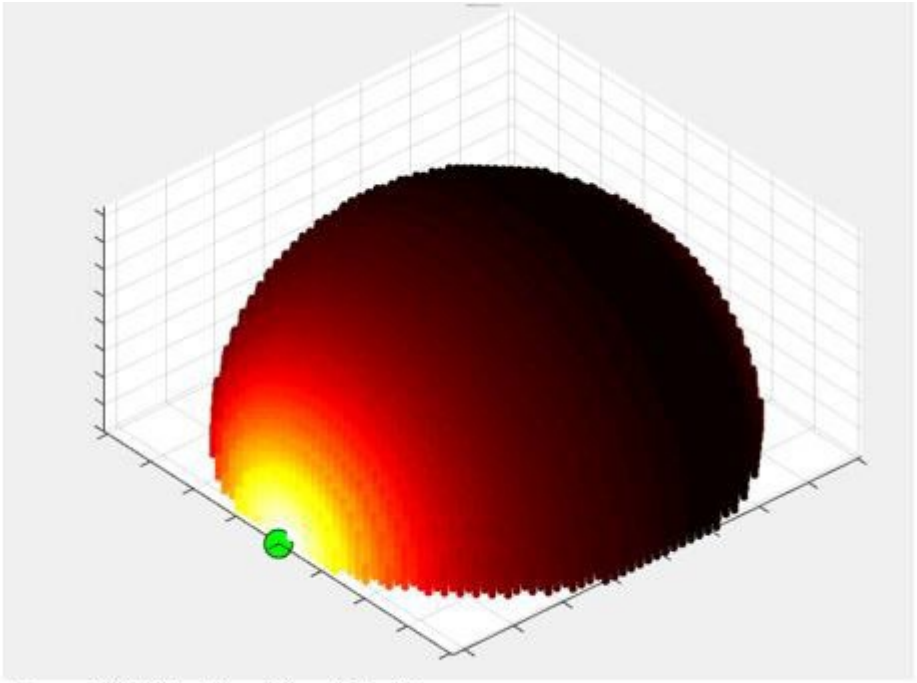


Figura 1. Distribución gráfica de la dosis.

CONCLUSIÓN

El programa desarrollado proporciona una herramienta útil para evaluar la dosis absorbida por el tejido mamario en casos de retención accidental de semillas de I-125 IsoAid™ Iso™ Advantage. Aunque la dosis adicional no supone un riesgo determinista significativo, representa una exposición innecesaria que idealmente debe evitarse. Este enfoque permite realizar un análisis detallado para casos específicos, contribuyendo a la gestión radiológica en situaciones clínicas similares y la evaluación del riesgo.

La inclusión de más tipos de semillas y configuraciones geométricas podría ampliar la aplicabilidad del programa en futuros estudios.

EVALUACIÓN DE LA CARGA RADIOLÓGICA DE ARCOS DE QUIRÓFANO DE USO EN TRAUMATOLOGÍA Y URGENCIAS

Barrutia Mariscal, G. (1); Rosales Espizua, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Basurto

INTRODUCCIÓN

Actualmente el uso de los equipos de radiodiagnóstico médico se ha extendido fuera del propio Servicio de Radiodiagnóstico, por lo que para garantizar unas condiciones de protección radiológicas adecuadas en estas instalaciones, se debe conocer su carga radiológica.

En el caso de los quirófanos, la cuantificación de esta carga tiene aparejados problemas prácticos que son ajenos a otro tipo de instalaciones como son la utilización de los equipos de rayos por múltiples profesionales de diferentes Servicios clínicos, el no estar conectados a sistemas de vigilancia de dosis y su difícil accesibilidad.

En el trabajo se presentan los resultados obtenidos en los Quirófanos Programados y en los Quirófanos de Urgencias del Hospital Universitario Basurto y la correspondiente valoración de los mismos.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha llevado a cabo en los quirófanos indicados. En los primeros (cuatro quirófanos), se utilizan tres arcos de quirófano, mientras que en los segundos (dos quirófanos) se utilizan dos arcos.

Los datos representativos del funcionamiento de los equipos se han recogido retrospectivamente de forma sistemática a partir de los informes de dosis de los propios equipos.

Adicionalmente, se han colocado dosímetros en los mismos arcos con el fin de comprobar la coherencia general de las dosis medidas con las estimadas a partir de la carga radiológica obtenida.

RESULTADOS

Se han obtenido los valores relevantes de los principales indicadores radiológicos de su uso registrados en informe de dosis en todos los procedimientos en cada equipo y en cada turno de trabajo por un periodo mínimo de seis y máximo de diez meses, junto con una estimación de las tensiones e intensidades representativas. Paralelamente, se han recabado las dosis de los dosímetros colocados en los propios arcos.

DISCUSIÓN

Las metodologías tradicionales (Guía CSN 5.11, NCRP-147) establecen la carga radiológica en términos de mAmin/sem para una determinada tensión o rango de tensiones representativas del uso del equipo. Con los arcos de quirófano, la gran variabilidad de sus parámetros de funcionamiento recomienda utilizar un indicador más sencillo de estimar de forma precisa. Así, la publicación “Radiation Shielding for Diagnostic Radiology” del British Insitute of Radiology (2012) propone el producto kerma área (PKA) como el indicador adecuado.

Los resultados obtenidos muestran cargas de trabajo inferiores al valor propuesto en la publicación citada; los valores de dosis recogidos por los dosímetros colocados en los arcos son coherentes con lo preconizado en la publicación, al menos en su orden de magnitud.

CONCLUSIONES

Actualmente, la práctica totalidad de los equipos de rayos X disponen de sistemas de medición o estimación del PKA, lo que unido a la extensión del uso de los sistemas de monitorización del funcionamiento de los equipos determina que este parámetro sea de gran interés práctico en las metodologías de cálculo de blindajes como indicador de la carga radiológica.

Consecuentemente, se hace necesaria la realización de estudios como el que se presenta, que cuantifiquen los valores de representativos de PKA en las instalaciones actuales, de modo similar a lo realizado históricamente con el indicador mAmin/sem.

ESTIMACIÓN DEL ESPESOR EQUIVALENTE DE PLOMO DE PLACAS KNAUF SAFEBOARD

Yang, G. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Sánchez López, R. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Galiano Fernández, P. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Alonso Delgado, I. (1); De La Monja Rey, P. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

El plomo es un material ampliamente usado para el blindaje en instalaciones de rayos X (RX) con fines médicos debido a su alta densidad y número atómico, pero es un elemento tóxico persistente en el medio ambiente. También puede generar problemas cardíacos, cerebrovasculares, digestivos y respiratorios cuando hay una inhalación prolongada en el tiempo. Además, se ha observado que las concentraciones de plomo pueden acumularse fácilmente en las instalaciones de radiodiagnóstico y es por ello que, están apareciendo nuevos materiales de blindaje libres de plomo. Entre éstos, destacan las placas Knauf Safeboard, compuestas por yeso con núcleos de sulfato de bario. Dado que el formalismo AAPM-NCRP 147 no incluye los factores de transmisión para este tipo de placas, este trabajo estimará su espesor equivalente en plomo.

MATERIALES Y MÉTODOS

La transmisión del haz de radiación primario y secundario de las placas Knauf Safeboard se caracterizó con un detector de radiación RaySafe 452. La fuente de RX se obtuvo con un equipo convencional en condiciones de haz ancho y se empleó una cuba de agua para generar el haz de radiación secundario. Se caracterizó para distintos voltajes de operación, 100, 125 y 150 kVp, y espesores.

A partir de los valores de la transmisión, se determinó el espesor equivalente en plomo basándose en el modelo empírico de atenuación de fotones de Archer, donde se aplicaron los parámetros de AAPM-NCRP 147.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

. La transmisión de las placas fue menor para el caso primario y, además, en el secundario no se observaron diferencias significativas para los diferentes espesores de placas (número) como sí se percibieron el primario. También se observó un contraste de resultados en la equivalencia de plomo entre ambas configuraciones, donde a medida que aumentaba el kVp, el espesor disminuía para el haz primario, mientras que para el secundario ocurría lo contrario. Estos resultados sugieren una revaloración de las condiciones de medida del secundario, dado que podría no haberse considerado otras fuentes de radiación secundaria presentes en el experimento. No obstante, estos resultados podrían considerarse un límite inferior que podría aplicarse en la práctica desde un punto de vista conservador.

El espesor equivalente de plomo para el conjunto mínimo de placas es superior a 1 mm para todos los casos. Dado que las salas de RX generalmente requieren un blindaje inferior a 1 mm de plomo, dos placas serían suficientes.

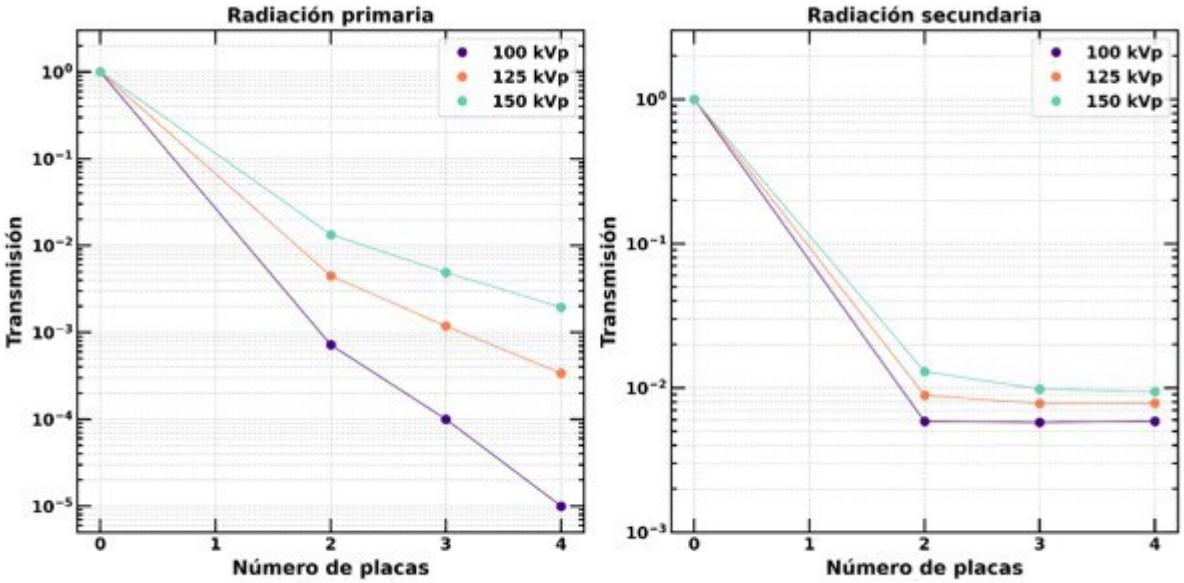


Fig. 1. Medidas de la transmisión para diferentes espesores (número) de placas.

Haz	Número de placas	100 kVp	125 kVp	150 kVp
Primario	2	1.87	1.31	0.99
	3	2.66	1.84	1.34
	4	3.52	2.37	1.70
Secundario	2	1.22	1.25	1.28
	3	1.22	1.31	1.40
	4	1.22	1.30	1.42

Tabla 1. Resultados de espesor equivalente de plomo (mm).

CONCLUSIONES

Los resultados presentados proporcionan una aproximación a la equivalencia en plomo de un nuevo material de blindaje, el cual no está contemplado en el formalismo AAPM-NCRP 147. Se trata de valores estimados que representan un límite inferior que permiten abordar el análisis de los blindajes desde una perspectiva conservadora.

EVALUACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA GESTIÓN DE LOS RESIDUOS MENSTRUALES GENERADOS POR UNA PACIENTE SOMETIDA A TERAPIA METABÓLICA CON LU177

Gayol Vilorio, I. (1); Musson Gómez, D. A. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); Barba Pérez, J. C. (1); Morcillo García, A. B. (1); González Ruiz, C. (1); Retorta Fernández, P. (2); Sierra Díaz, F. (1)
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón; (2) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

Ante al aumento de mujeres tratadas con Lu177, y de las preguntas planteadas por estas pacientes, se ha querido evaluar el impacto de los residuos menstruales generados tras la administración del tratamiento, además de valorar las medidas específicas de protección radiológica que deben seguir las pacientes en esta situación.

MATERIALES Y MÉTODOS

En base a los datos publicados en la bibliografía, se ha estimado la actividad de Lu177 que podría estar presente en productos de higiene femenina desechables, como tampones y compresas usados por una paciente en las primeras 24h tras la infusión de [177Lu]Lu-DOTA-TATE. De acuerdo con Sandström et al.1, la concentación de Lu177 en sangre tras una administración de 7.4 GBq, es de aproximadamente 70 y 15 kBq/g, a las 6 y 24 h post-infusión, respectivamente. Además, se ha estimado que una paciente con un sangrado normal pierde en torno a 80 mL por periodo, con un promedio de 30 mL el día de mayor flujo. Por otro lado, se ha considerado que, siguiendo las recomendaciones facilitadas, la paciente hiciese una evacuación diaria de los residuos generados. De acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística, el promedio de residuos urbanos generados por habitante es de 482 kg/año, por lo que, en un hogar de 2 personas, se generarían 2.6 kg/diarios.

RESULTADOS

Considerando los valores más desfavorables, es decir, una concentración en sangre de 70 kBq/g y un flujo de 30 mL/día, la concentración de actividad de Lu177 presente en los residuos domésticos podría ser del orden de 0.8 kBq/g, con una actividad total de 2.1 MBq.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El desecho de productos menstruales en la basura doméstica, sin ser muy relevante desde el punto de vista de la irradiación externa, genera residuos con una concentración de Lu177 de hasta 0.8 kBq/g. Aunque no es aplicable a los residuos domésticos, este valor sería superior al nuevo límite de desclasificación de residuos sólidos generados en instalaciones radiactivas, 0.1 kBq/g, establecido para el Lu177 en el RD 1217/2024. Por otro lado, la acumulación de estos residuos daría lugar a una tasa de 0.01 µSv/h a 1m, que es despreciable frente a la fuente de irradiación que constituye el propio paciente2. En cualquier caso, se recomienda emplear guantes desechables para la manipulación de estos residuos y realizar una evacuación diaria de los residuos generados.

Por otro lado, dado que el uso de la copa menstrual requiere manipular su contenido, además de esterilizarla, lo que puede provocar vapores con contenido radiactivo, se propone descartarla como método menstrual durante los días de tratamiento y los posteriores a éste. Tampoco se recomienda el uso de ropa interior menstrual por la posibilidad de que no se lave adecuadamente.

REFERENCIAS

Sandström M, Garske-Román U, Granberg D, et al. Individualized dosimetry of kidney and bone marrow in patients undergoing 177Lu-DOTA-octreotate treatment. J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med. 2013;54(1):33-41.

Canadian Nuclear Safety Commission. Radionuclide Information Booklet. Version 7.1. Ottawa; 2023.

EVALUACIÓN DE LOS NIVELES DE RADIACIÓN EN PACIENTES TRATADOS CON LU-177 AL MOMENTO DEL ALTA HOSPITALARIA

Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

OBJETIVOS

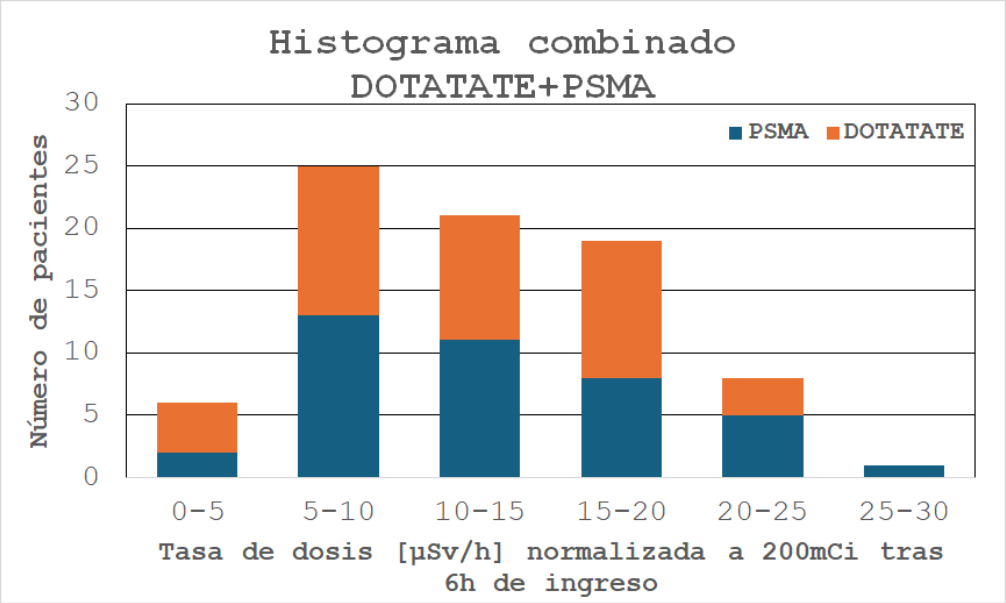
El objetivo principal de este estudio es analizar la tasa de dosis al alta en pacientes tratados con 200 mCi de Lu-177 (Lu- DOTA-TATE y Lu-PSMA-617), y verificar la viabilidad del cumplimiento del umbral de tasa de dosis establecido internacionalmente en 20 µSv/h.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizó la tasa de dosis al alta de 80 pacientes, 40 tratados con Lu-PSMA-617 y 40 con Lu-DOTA-TATE. Los valores fueron normalizados a un tratamiento con 200 mCi y una medición a las 6 horas tras la administración. Se verificó la distribución en rangos de tasa de dosis para ambos tratamientos, así como los estadísticos mediana, desviación estándar y percentiles 90 y 99.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos para ambos tratamientos muestran un rango de valores de tasa de dosis de 3,9-22,0 µSv/h, con una mediana de 11,8 µSv/h y un promedio de 12,5 µSv/h. Los percentiles 90 y 99 fueron de 20,1 y 24,7 µSv/h, respectivamente. Las distribuciones de ambos tratamientos son muy similares, con una mediana (percentil 90) de 11,5 (20,3) µSv/h para Lu-PSMA-617 y de 11,8 (19,8) µSv/h para Lu-DOTA-TATE.



CONCLUSIONES

Las distribuciones de tasas de dosis al alta para ambos tratamientos son muy semejantes. En ambos casos, el 90% de los pacientes cumplen con el criterio aceptado de tasa de dosis al alta, para tratamiento con 200 mCi y 6 horas de estancia hospitalaria. Se verifica la posibilidad de administrar el tratamiento sin pernoctación del paciente aislado.

DIFUSIÓN DE LA JUSTIFICACIÓN DE PROCEDIMIENTOS RADIOLÓGICOS EN CAMPAÑAS DE SEGURIDAD DEL PACIENTE

Becerro Morgado, J. M. (1); García Castañón, P. (1); Gallego Molina, C. (1); Luengo Izquierdo, P. (1); Prieto Martín, C. (1)
(1) Hospital Universitario de la Princesa

INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos fundamentales de seguridad del paciente, tanto a nivel internacional como nacional, es el uso seguro de las radiaciones ionizantes. Desde la implementación de la Directiva Euratom 2013/59, se ha destacado cada vez más la importancia de garantizar que los profesionales sanitarios reciban una formación adecuada en protección radiológica. Esto es especialmente importante debido a la creciente dependencia de la imagen radiológica en el diagnóstico médico moderno y los riesgos asociados a la exposición a la radiación.

MATERIAL

Uno de los principios fundamentales de la protección radiológica es la Justificación de los procedimientos que implican radiación ionizante. Este principio es esencial para garantizar que los estudios radiológicos se realicen únicamente cuando los beneficios esperados para el paciente superen los riesgos potenciales.

El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de nuestro hospital ha desarrollado un cartel informativo (Imagen 1) para el Día Internacional de la Seguridad del Paciente. Para su elaboración, se utilizó Copilot, un software de inteligencia artificial que permite la generación de imágenes. El cartel destaca la importancia de una justificación adecuada.



RESULTADOS

El cartel transmite la idea de que los procedimientos injustificados aumentan los riesgos iatrogénicos, prolongan los tiempos de espera y retrasan los tratamientos, lo que conlleva mayores costes sanitarios. Además, pueden causar estrés y ansiedad significativos en los pacientes, afectando a su bienestar psicológico.

El cartel permite la difusión de una forma muy visual de información altamente técnica, permitiendo que llegue a una audiencia más amplia. Además, sensibiliza sobre la importancia de justificar los procedimientos radiológicos, tanto para prescriptores como para los profesionales encargados de este tipo de procedimientos. Esto es fundamental no solo para reducir las dosis de radiación a los pacientes, sino también para evitar procedimientos innecesarios.

La participación en campañas de seguridad del paciente contribuye a involucrar a profesionales sanitarios cuyo ámbito está más allá de los servicios de radiología, fomentando la colaboración interdisciplinaria y reforzando la cultura de seguridad del paciente.

CONCLUSIONES

Mensajes claros y visualmente atractivos pueden ser una herramienta eficaz para concienciar sobre la importancia de la justificación adecuada de los procedimientos radiológicos, no solo para reducir los riesgos asociados (que van más allá de un uso eficiente de la radiación), sino también para optimizar la eficiencia del sistema sanitario.

UTILIZACIÓN DE UNA PARRILLA ANTIDIFUSORA CON FOCALIZACIÓN INTERMEDIA EN RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX

Sánchez Noriega, K. (1); Sánchez Muñoz, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Príncipe de Asturias

INTRODUCCIÓN

Recientemente se adquirieron equipos de radiografía para nuestro hospital, los cuales, para reducir la componente de radiación dispersa en las radiografías realizadas sobre el detector mural, utilizan una única rejilla antidifusora focalizada a 130 cm, con un rango válido, según el fabricante, entre 100 cm y 180 cm de distancia foco-detector.

El objetivo del trabajo es comprobar si la utilización de dicha parrilla implica un deterioro en la calidad de imagen o un aumento de la dosis al paciente para las radiografías de tórax PA en comparación con otra estándar focalizada a 180 cm, incluso cuando la distancia foco-detector del protocolo clínico correspondiente está fijada en 180 cm.

MATERIAL Y MÉTODOS

En un equipo *GE Definium Tempo* se obtuvieron imágenes con la rejilla focalizada a 130 cm y con otra estándar focalizada a 180 cm. Las características de ambas, marca *Mitaya*, están resumidas en la tabla 1.

TABLA 1 Características de las parrillas antidifusoras.

Parrilla	Distancia focal (cm)	Densidad de láminas (líneas/cm)	Material láminas	Ancho láminas (mm)	Material interlámina	Ancho interlámina (mm)	Índice de parrilla	Espesor parrilla (mm)
180 cm	180	7	Pb	0,04	Al	0,10	13	1,34
130 cm	130	7	Pb	0,04	Al	0,10	10	1,03

Siguiendo el protocolo clínico instalado por defecto en el equipo de rayos X, se realizaron radiografías de tórax PA con un haz de 120 kV y 35 cm x 43 cm, activando las cámaras laterales del CAE, a un maniquí que constaba de un sándwich con planchas de PMMA de 30 cm x 30 cm y 5 cm de espesor a cada lado, interponiendo un maniquí de calidad de imagen modelo Pro-RF CDR y espaciadores de baja densidad en el centro para simular la región pulmonar.

Se anotó la puntuación de umbral de bajo contraste (BC), contraste detalle (CD) y resolución espacial (RE) para las imágenes de tórax procesadas. También se anotaron los indicadores dosimétricos correspondientes.

RESULTADOS

Los principales resultados se muestran en la tabla 2. Se puede apreciar que, para la parrilla focalizada a 180 cm, que se toma como referencia, el producto dosis área obtenido es 0,9 dGy·cm^2, algo inferior, aunque del orden del valor de referencia indicado en el Proyecto DOPOES II (1,1 dGy·cm^2).

TABLA 2. Calidad de imagen e indicadores dosimétricos obtenidos utilizando las distintas rejillas.

Parrilla	Puntuación BC			Puntuación CD			Puntuación RE			PDA	
	VM	DE	Dif. resp. 180 cm	VM	DE	Dif. resp. 180 cm	VM	DE	Dif. resp. 180 cm	dGy·cm^2	Dif. resp. 180 cm
180 cm	12,8	0,4		10,4	0,5		19,0	0,0		0,92	
130 cm	14,2	0,4	1,4	10,8	0,4	0,4	19,0	0,0	0,0	0,88	-4%
(Sin)	13,8	1	1,0	9,8	0,4	-0,6	19,0	0,0	0,0	0,37	-60%

Para la parrilla focalizada a 130 cm la puntuación de CD es similar a la de 180 cm, e incluso mejora para BC, sin aumentar el PDA.

DISCUSIÓN

A pesar de que la parrilla focalizada a 130 cm es más delgada (ver tabla 1), y generaría una mayor proporción de dosis dispersa, el contraste de la imagen no ha empeorado.

Además, la comparación con los resultados sin parrilla indica que el 60% de la radiación que llegaría al sistema de imagen queda bloqueada por las rejillas antidifusoras.

Ambos fenómenos se pueden explicar considerando que la parrilla bloquea una componente apreciable de rayos X dispersados por efecto Compton a ángulos grandes, mientras que las diferencias en la distancia de focalización afectan solamente a dispersiones de ángulos pequeños.

CONCLUSIONES

La sustitución de la rejilla focalizada a 180 cm por otra focalizada a 130 cm no parece introducir un empeoramiento en la calidad de imagen, ni incrementar la dosis a los pacientes de radiografía de tórax.

FACTOR DE ATENUACIÓN DE GAFAS PLOMADAS PARA LA DOSIMETRÍA DE CRISTALINO EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Sánchez Jiménez, J. (1); Núñez Martínez, L. M. (2); Jiménez Vegas, D. (1); Martín Albina, M. L. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Pizarro Trigo, F. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Cepas Arroyo, T. (1); Crespo Mesa, M. S. (1); Pérez Urbón, I. A. (1); Zaballos Carrera, S. (1); Gutierrez Porres, M. Del C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Burgos; (2) HUBU

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

La regulación de la dosis al cristalino de los trabajadores profesionalmente expuestos es relativamente reciente, la ICRP fijó el umbral para producir cataratas en 0.5Gy en 2011 y se traspuso a la normativa europea y finalmente a la española en el RD 1029/2022 donde se fija un límite de 100mSv en 5 años con un máximo de 50mSv en cualquier año.

Aunque se disponía previamente de medios técnicos para realizar la medida, ha sido en Junio de 2024 cuando se ha dado la autorización del Consejo de Seguridad Nuclear al Centro Nacional de Dosimetría para la medida de Hp(3) como servicio de dosimetría personal.

Dicho dosímetro debería situarse teóricamente bajo la gafa plomada en una posición representativa del cristalino. Sin embargo, en la práctica esto no es posible porque interferiría con la visión del personal que lo usa. El dosímetro se utiliza en posiciones exteriores a las gafas plomadas (patillas de las gafas, gorro quirúrgico) y a posteriori se aplica un factor de atenuación proveniente de la literatura [1] que especifica 0,3 para gafas ajustadas al rostro y 0,5 para gafas holgadas.

En algunos casos las dosis de los trabajadores pueden ser lo suficientemente altas para que el uso de este factor sea determinante en la superación o no del límite.

No existen en la literatura referencias sólidas que permitan establecer este factor corrector en función del modelo de gafas y las condiciones de trabajo de los profesionales.

Se propone la medida del factor de corrección para el personal de la Instalación en las circunstancias reales del entorno de trabajo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza un dosímetro de cristalino TLD Thermo Fisher Scientific, de LiF:Mg, Ti modelo EXTRAD TLD-100 para lectura de dosis Hp(3).

El detector tiene un tamaño de 3x3mm2 y un espesor de 100mg/cm3. Originalmente el dosímetro se encuentra entre dos filtros de 3,3mg/cm2 y una funda de plástico herméticamente sellada.



Figura 1: Dosímetro de cristalino

Se extrae el dosímetro de su funda y se adhiere al interior de las gafas plomadas por debajo del cristal plomado. Se realizan lecturas durante varios meses.



Figura 2: Colocación del dosímetro

El facultativo estudiado sigue portando además en su posición habitual el dosímetro de cristalino fuera de las gafas plomadas.

Se realiza la comparación de las medidas de ambos dosímetros para obtener un factor de atenuación de la dosis Hp(3) debida a las gafas.

RESULTADOS

El factor de corrección calculado es de 0,25 con una incertidumbre asociada a las lecturas del 1,91%.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El factor de corrección medido está por debajo de los factores sugeridos en la literatura lo que es compatible con el hecho de que se hayan tomado factores conservadores.

En muchos casos estas diferencias no serán relevantes pero en nuestro caso sí que suponen que algunos trabajadores superen o no el límite legal.

Se recomienda hacer de manera inicial, un estudio similar con distintas de formas de trabajo (especialidades intervencionistas/quirúrgicas) y material de protección (modelo de gafas) a fin de establecer un factor de corrección realista.

GESTIÓN DE DOSIS Y NIVELES DE REFERENCIA EN CT

America Santos, I. (1); Irazola Rosales, L. (2); Cruz Escalona, Z. (3); Guillard Barroso, N. (3); Sanz Freire, C. (3); Collado Chamorro, P. M. (3); Olasolo Alonso, J. (3); Lopez Corella, A. (3); Vazquez Galiñanes, A. (3)
(1) Liga Contra el Cancer; (2) Centro de Investigación Biomédica de La Rioja; (3) Hospital Universitario San Pedro

INTRODUCCIÓN

La optimización de las dosis de radiación en radiodiagnóstico se ha convertido en un desafío de la medicina moderna, debido al aumento del uso de esta modalidad como herramienta diagnóstica y a los conocidos riesgos asociados. Este trabajo se enfoca en la implementación de Niveles de Referencia (NR) locales en TC, con especial énfasis en los protocolos pediátricos, con el objetivo de uniformizar y optimizar las dosis de radiación sin comprometer la calidad de las imágenes, siguiendo el principio ALARA.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó el gestor de dosis Radiation Dose Monitor (RDM)v.1.4.6.11 para analizar y optimizar los niveles de dosis en procedimientos de TC. Se recolectaron datos de 13,681 estudios en 4 equipos en centros de La Rioja, abarcando los procedimientos más habituales: cráneo, tórax, cuello, columna lumbar y miembros superiores. Para los protocolos pediátricos, se filtraron estudios 0-18 años, analizando si se emplearon protocolos específicos o si resulta necesaria su implantación. Se consideró el Producto Dosis Longitud (DLP) y el Índice de Dosis de Tomografía Computarizada (CTDvol), indicadores de riesgo en el volumen irradiado. La comparación de los resultados con datos nacionales (DOPOESII) y referencias bibliográficas permitió uniformizar los protocolos existentes y dar un primer paso de cara a establecer niveles de referencia locales.

RESULTADOS

Se determinaron los NR para los 6 protocolos más frecuentes, a partir del Número de Irradiaciones y el Total de Producto Dosis Longitud (DLP). Los resultados estadísticos, junto con una comparativa con DOPOESII[1] se muestran en la Tabla I, a excepción de miembros superiores, para el cual no existen niveles nacionales de referencia, comparándolos con otra literatura[2].

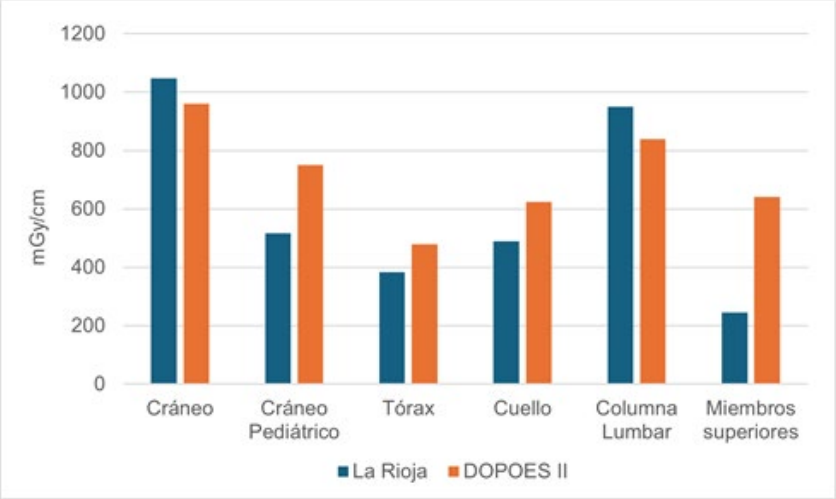


Figura 1: Comparación de los Niveles de referencia de La Rioja y DOPOES II

Tabla I: Resultados de NR locales, valor de DOPOES II, número de estudios, mediana de DLP y $CTDI_{vol.}$

Procedimiento	Equipo	Estudios	Mediana DLP (mGy/cm)	Mediana $CTDI_{vol}$ (mGy)	Nivel de Referencia DLP + SD (mGy/cm)	Nivel de Referencia DLP (DOPOES II) (mGy/cm)
Cráneo	1	2776	1110±20	66±8	1047±241	960
	2	1786	1027±29	62±7		
	3	1306	482±18	35±4		
	4	730	877±24	58±4		
Tórax	1	645	373±39	9±2	384±52	480
	2	394	409±25	11±1		
	3	432	319±33	14±2		
	4	682	280±12	8±1		
Cuello	1	231	473±68	18±4	490±196	625
	2	79	541±58	21±3		
	3	54	355±95	12±3		
	4	100	339±67	13±2		
Columna Lumbar	1	135	877±113	28±5	950±92	840
	2	104	1172±98	37±3		
	3	67	678±93	21±4		
	4	86	708±58	23±3		
Miembros Superiores	1	142	286±130	17±4	246±82	642
	2	141	233±96	11±3		
	3	31	193±81	12±2		
	4	55	63±21	3±1		
Cráneo Pediátrico	1	33	350±89	21±6	516±210	750*
	2	36	405±192	21±7		
	3	51	349±116	20±4		
	4	17	849±442	56±21		

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos brindan un primer conjunto de NR de Dosis en la Comunidad Autónoma de La Rioja para TC. La comparación la bibliografía ha permitido contextualizar los resultados y subrayar la necesidad de continuar con la optimización de los protocolos, especialmente en el ámbito pediátrico, donde se ha mostrado la necesidad de inclusión de protocolos en los casos no disponibles en base a las dosis obtenidas. Esto es debido a que si bien la diferencia en términos de radiosensibilidad es de un factor 10 [3], mientras que en los valores de dosis recibidos observamos un factor 2. Si bien esta reducción de dosis es significativa, sería importante analizar su existencia en el resto de protocolos pediátricos y quizá estableciendo subgrupos de edad (ya que el DLP depende del tamaño del paciente) para cohortes significativos de edad.

CONCLUSIONES

Este trabajo ha mostrado que el proceso de gestión de dosis requiere no sólo de un software automatizado que permita registrar los valores recibidos por los pacientes sino un trabajo de filtrado y bibliografía para unificar y uniformizar protocolos, previo a la implantación de NR en radiodiagnóstico. Resulta necesario continuar con la mejora de los protocolos, especialmente en el ámbito pediátrico, y considerar la variabilidad entre equipos y procedimientos para asegurar la calidad y seguridad de las prácticas radiológicas.

BIBLIOGRAFÍA

1 DOPOESII.

2 DOI:10.1093/RPD/NCR441 3.REVCOLRAD:31(2),5328-5334.

GESTIÓN DE DOSIS Y NIVELES DE REFERENCIA EN INTERVENCIONISMO

America Santos, I. (1); Irazola Rosales, L. (2); Cruz Escalona, Z. (3); Guillard Barroso, N. (3); Sanz Freire, C. (3); Vazquez Galiñanes, A. (3); Lopez Corella, A. (3); Collado Chamorro, P. M. (3); Olasolo Alonso, J. (3)

(1) Liga Contra el Cancer; (2) Centro de Investigación Biomédica de La Rioja; (3) Hospital Universitario San Pedro

INTRODUCCIÓN

El uso de la imagen diagnóstica ha aumentado significativamente en los últimos años, especialmente en áreas como el Intervencionismo. Al permitir diagnosticar y tratar diversas patologías, ha ganado popularidad por su efectividad y menor invasividad comparada con técnicas quirúrgicas tradicionales. La implementación de los Niveles de Referencia (NR) resulta una herramienta clave para estandarizar y reducir las dosis de radiación sin comprometer la calidad del proceso. El objetivo de este estudio fue establecer los NR en la Comunidad Autónoma de La Rioja.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se centró en datos de 4equipos, extraídos con el software Radiation Dose Monitor (RDM)v.1.4.6.11, que permite registrar indicadores como dosis efectiva, Producto Dosis Área (DAP), kerma y otros parámetros dosimétricos y demográficos. Se seleccionaron procedimientos con al menos 30 estudios, según recomendaciones de la ICRP, garantizando datos representativos de los 6 procedimientos más frecuentes.

RESULTADOS

Se calculó la mediana de los valores de DAP (Tabla I). En los procesos menos complejos, la dosis por adquisición fue mínima o nula, obteniendo una mayor variabilidad en procedimientos de mayor duración y con más adquisiciones de imágenes, impartiendo dosis significativamente más altas.

Debido a ello, se decidió analizar la complejidad del procedimiento considerando factores como la duración, posiciones del tubo-paciente y el número de adquisiciones. Estos factores fueron cruciales para entender cómo la variabilidad clínica influía en las dosis administradas y cómo la complejidad de los procedimientos afecta la radiación recibida por los pacientes.

Tras el análisis de los valores dosimétricos y de la complejidad, se estiman los valores para los NR de los procedimientos estudiados (Tabla II) obtenidos a partir del p75 del DAP. En la misma tabla se hace una comparativa entre los niveles de referencia encontrados en La Rioja con valores encontrados en literatura especifica de diferentes países [1-5].

Tabla I: Mediana de datos dosimétricos y análisis de complejidad de los seis procedimientos estudiados.

Procedimiento	DAP Fluoroscopia ($cGy \cdot cm^2$)	DAP Adq simple ($cGy \cdot cm^2$)	DAP Total (adq + fluor) ($cGy \cdot cm^2$)	Air Kerma (mGy)	Número de Adquisiciones	Duración de Ir (s)	Cambios en Posición Longitudinal de la Mesa
Ablación de Fibrilación Auricular	1534±1916	0±113	1534±1938	110±191	102±26	751±321	34±9
Implante Marcapaso	351±256	0±30	351±265	20±13	37±8	168±88	5±1
Angiografía Digital Sustraída (DSA)	20±392	0±482	26±811	1±50	4±5	57±23	2±1
Intervencionismo Coronario Percutáneo	785±1521	1547±971	2157±2093	288±285	62±17	60±19	26±5
Angioplastia Diagnostica	1112±380	2975±766	4051±1042	543±171	72±8	81±16	26±3
Coronografía	612±187	1938±339	2625±483	338±70	44±6	56±8	24±2

Tabla II: Niveles de Referencia para los seis procedimientos de intervencionismo radiológico.

Procedimiento	Nivel de Referencia (DRL) + SD DAP ($cGy \cdot cm^2$)	Nivel de Referencia (DAP)	
Ablación de Fibrilación Auricular	3395±4798	Simples	Complejas
		255 cGy/cm^2	521 cGy/cm^2
Implante Marcapaso	915±889	Cámara única	Cámara doble
		2015 $cGy \cdot cm^2$	3500 $cGy \cdot cm^2$
Angiografía Digital Sustraída (DSA)	115±2877	3200 cGy/cm^2	
Intervencionismo Coronario Percutáneo (ICP)	6614±5040	1110 cGy/cm^2	
Angioplastia Diagnóstica	7446±4567	2710 $cGy \cdot cm^2$	
Coronografía	5161±3780	3500 $cGy \cdot cm^2$	

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos destacan la gran variabilidad en las dosis de radiación de los procedimientos de Intervencionismo, debida a factores asociados a la complejidad de cada procedimiento, la técnica utilizada y la duración de la fluoroscopia. El cálculo de los NR, utilizando el percentil 75, ayuda a establecer valores que reflejan tanto los casos más comunes como los casos excepcionales, facilitando la estandarización de la dosis sin dejar de lado las variaciones clínicas. Si bien el uso de herramientas como RDM resulta esencial para para el análisis estadístico y la monitorización en tiempo real, en procedimientos como los aquí estudiados, resulta necesario analizar otros factores, para subdividir los procedimientos según su complejidad, permitiendo establecer diferentes niveles de referencia cuando sea necesario. Se ha empezado trabajar en la correlación de las dosis con las lecturas de dosímetros personales en tiempo real.

CONCLUSIONES

Este estudio ha establecido por primera vez los NR para procedimientos de Intervencionismo Radiológico en esta Comunidad. Los resultados obtenidos muestran la necesidad de considerar la complejidad de los procedimientos para interpretar las dosis de radiación. Su estimación, proporciona un marco para optimizar en materia de protección radiológica.

BIBLIOGRAFÍA

1 HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.EJMP.2023.102572

2 HTTPS://DOI.ORG/10.14316/PMP.2019.30.4.75

3 HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.EJMP.2018.09.012

4 HTTPS://DOI.ORG/10.1088/0031-9155/45/12/323

5 HTTPS://DOI.ORG/10.1007/S00330-017-4769-0

ESTIMACIÓN DEL PERIODO DE SEMIDESINTEGRACIÓN EFECTIVO DEL 177LU-DOTATATE PARA LA ELABORACIÓN DE RECOMENDACIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Sánchez Pérez, M. (1); Pena Vaquero, S. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Villar Vázquez, C. (1); Donis Gil, S. (1); Montoya Armisen, P. (1); Soto Angona, R. (1); Álvarez Mena, N. (1); Sebastián Palacid, F. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Pérez Gómez, F. (1); Miguel Pérez, D. (1); Del Castillo Belmonte, Á. (1); Alonso Hernández, D. (1); De Frutos Baraja, J. M. (1); Antón García, D. (1); Agulla Otero, M. (1); Torres Cabrera, R. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

La terapia metabólica con ^{177}Lu-DOTATATE es una alternativa eficaz en el control del dolor y los síntomas en pacientes con tumores neuroendocrinos y otros tipos de cáncer, implicando la exposición a la radiación del entorno del paciente. El tratamiento habitual con este radiofármaco consiste en 4 ciclos, lo que conlleva valores de dosis elevados en familiares y personas cercanas al paciente. Esto implica que las restricciones de protección radiológica pueden llegar a ser importantes, aunque la tasa de dosis tras el alta sea baja. El objetivo de este estudio es determinar un periodo de semidesintegración efectivo del ^{177}Lu-DOTATATE en este tipo de terapia, que permita establecer recomendaciones individualizadas de protección radiológica.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se presenta un análisis de 81 ciclos correspondientes a 31 pacientes tratados en nuestro hospital con ^{177}Lu- DOTATATE, con una actividad prescrita de 7.4 GBq/ciclo. Todos los pacientes estudiados completaron los ciclos analizados, permaneciendo hospitalizados 24 horas según el protocolo clínico. Se realizan medidas de tasa de dosis a un metro utilizando un monitor de radiación ambiental en proyecciones anteroposterior (AP) y posteroanterior (PA) en diferentes etapas de cada ciclo: 10 minutos, 2 horas, 6 horas, 24 horas, 4 días y 7 días tras la administración. La tasa de dosis media de cada paciente se obtuvo a partir de la media geométrica de las medidas AP y PA, analizando el decaimiento mediante un ajuste monoexponencial.

RESULTADOS

La media y la mediana de la tasa de dosis al alta es de 7.4 µSv/h y 5.7 µSv/h, respectivamente. El valor medio para el periodo de semidesintegración efectivo del ^{177}Lu-DOTATATE es de 3.0 $\pm$ 0.6 días, resultando en un valor de 3.2 días para el percentil 75.

DISCUSIÓN

Se han obtenido valores de tasa de dosis al alta médica y periodo de semidesintegración efectivo inferiores a los correspondientes a otros tratamientos metabólicos, como es la administración de ^{131}I para el tratamiento de cáncer de tiroides. A pesar de ello, el tratamiento con ^{177}Lu-DOTATATE se administra en 4 ciclos equiespaciados 8 semanas, lo que puede conllevar valores de dosis elevados en las personas del entorno del paciente. Esto destaca la importancia de la individualización de las recomendaciones de protección radiológica. El valor de 3.2 días obtenido para el periodo de semidesintegración efectivo del ^{177}Lu-DOTATATE, junto con la tasa de dosis medida en el momento del alta, permite la personalización de las recomendaciones de protección radiológica al alta médica.

CONCLUSIONES

En este trabajo se estima un valor de 3.2 días para el periodo de semidesintegración efectivo del ^{177}Lu-DOTATATE en tratamientos metabólicos. Este resultado facilita la elaboración de unas recomendaciones personalizadas de protección radiológica tras el alta médica del paciente para la protección de las personas de su entorno.

RELACIÓN ENTRE LA DOSIS DE CRISTALINO Y DISTINTOS PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS DEL SERVICIO DE HEMODINÁMICA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES

Gallardo Rodriguez, N. (1); Minguez Gabiña, P. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)
(1) Hospital Universitario Cruces

INTRODUCCIÓN

En este trabajo se ha pretendido establecer una correlación entre la lectura total de los dosímetros de cristalino que disponen los facultativos del Servicio de Hemodinámica del Hospital Universitario de Cruces con distintos parámetros obtenidos a partir de los estudios realizados en los dos equipos disponibles en el servicio.

MATERIAL Y MÉTODOS

El Servicio de Hemodinámica del Hospital de Cruces consta de dos equipos: el HCRU_XA_05_HD (Siemens Artis Q Floor) y el HCRU_XA_06_HD (Philips Azurion 7 M20) y en él trabajan 6 facultativos. Durante los meses de julio, agosto, septiembre, octubre y noviembre de 2024 se han recogido los datos de las exploraciones realizadas a partir del software de gestión de dosis DOLQA. Para cada uno de los meses hemos registrado el número de pacientes, el producto dosis-área (PDA [mGy*cm2]), el kerma en el punto de referencia intervencionista (Kref [mGy]), el tiempo de escopia (tesc [s]) y el número de eventos correspondiente a la suma de los estudios proporcionados por los dos equipos. Estos datos los hemos intentado correlacionar con la suma total de las lecturas aportadas por cada uno de los dosímetros de cristalino que tienen los facultativos del servicio (6 en total), en el período de tiempo mencionado. La dosis de cristalino es la suministrada por el CND a partir de los dosímetros de cristalino colocados en el lado izquierdo de la patilla de la gafa, en unidades Hp (0,03) [mSv]. Cabe decir, que los resultados obtenidos para las lecturas de dosis de cristalino son sin aplicar el factor de atenuación que proporciona la gafa (dependiendo del modelo podría ser entre el 30-50%).

RESULTADOS

En la siguiente tabla se recoge un resumen de los datos de cada una de las correlaciones estudiadas: el valor de la dosis de cristalino total correspondiente al personal facultativo [mSv] frente al nº de pacientes, al PDA [mGy*cm2], al Kref [mGy], al tesc[s] y al número de eventos correspondientes a la suma de todos los estudios realizados en los dos equipos disponibles.

	PARÁMETRO	RELACIÓN	R2
Hp(0,03) [mSv]	Nº de pacientes	y =0,08x	0,71
	PDA	y=0,0008x	0,78
	K_{ref}	$y=8.10^{-5}x$	0,59
	t_{esc}	$y=9.10^{-5}x$	0,64
	Nº eventos	y=0,0012x	0,78

DISCUSIÓN

A partir de los resultados obtenidos puede verse que existe una buena correlación entre las lecturas de las dosis de cristalino con distintos parámetros dosimétricos. La correlación más fuerte parece encontrarse con el PDA y el número de eventos de los estudios.

CONCLUSIONES

Como puede inferirse a partir de los datos recogidos en la tabla anterior, la dosis de cristalino se correlaciona muy bien con distintos parámetros dosimétricos. Este dato podría ser interesante para valorar la necesidad de uso o no uso de los dosímetros de cristalino en otros servicios que aún no los dispongan, pero de los que sí podamos obtener su carga de trabajo y otros parámetros dosimétricos de los estudios realizados.

RESULTADOS TRAS 2 AÑOS Y MEDIO DE EXPERIENCIA EN EL USO DE UN SISTEMA DE NOTIFICACIÓN Y ANÁLISIS DE INCIDENTES DE SEGURIDAD EN RADIOTERAPIA

Sánchez Hernández, N. (1); Pereda Barroeta, N. (1); Montejo Arteche, A. (1); Fernández Montes, M. (1); Valgoma Solanas, J. A. (1); Conejo Monasterio, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Basurto

INTRODUCCIÓN

La seguridad del paciente es una prioridad en la atención médica, y la radioterapia no es la excepción. En este trabajo se describe nuestra experiencia tras el uso durante 2 años y medio de un sistema de notificación de incidentes de seguridad con el objetivo de identificar áreas de mejora y fomentar un entorno de aprendizaje continuo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado un sistema de notificación y análisis de incidentes propio del hospital basado en el protocolo de Londres (SNASP) que permite registrar incidentes de seguridad de manera anónima y accesible. Los incidentes registrados los analiza mensualmente el Grupo de Seguridad del Paciente de Radioterapia que está compuesto por un equipo multidisciplinar.

El Grupo de Seguridad propone acciones de mejora con el fin de evitar que se repitan los incidentes ya notificados o, reducir su frecuencia. Además, realiza un seguimiento para valorar si las acciones propuesta están siendo eficaces.

Durante este tiempo se han llevado a cabo sesiones para difundir los incidentes ocurridos en el servicio y las acciones de mejora propuestas.

RESULTADOS

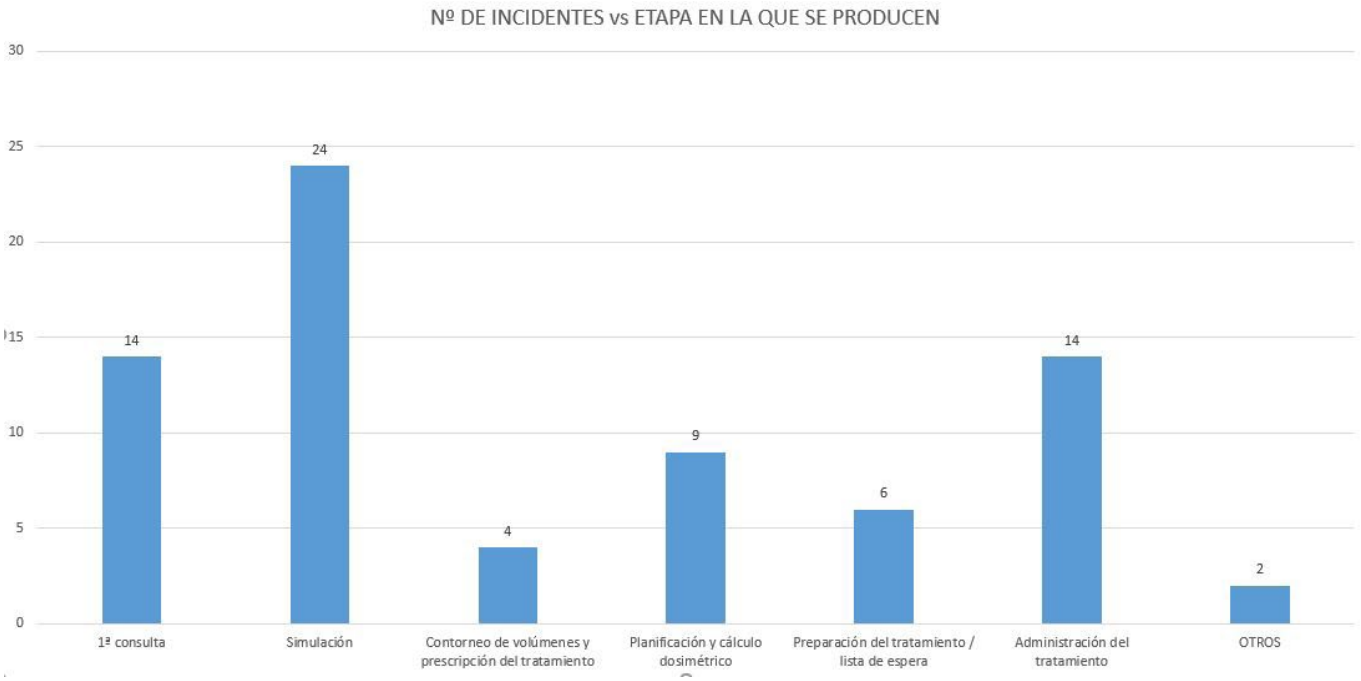
Desde la implementación del sistema, se han registrado un total de 71 incidentes. Se observa que ha habido una reducción de notificación de incidentes, inicialmente se animaba continuamente al personal y se hicieron sesiones para difundir los incidentes y las acciones. El primer año se notificaron el 64.8% de los incidentes, mientras que en el año y medio siguiente el 35.2%.

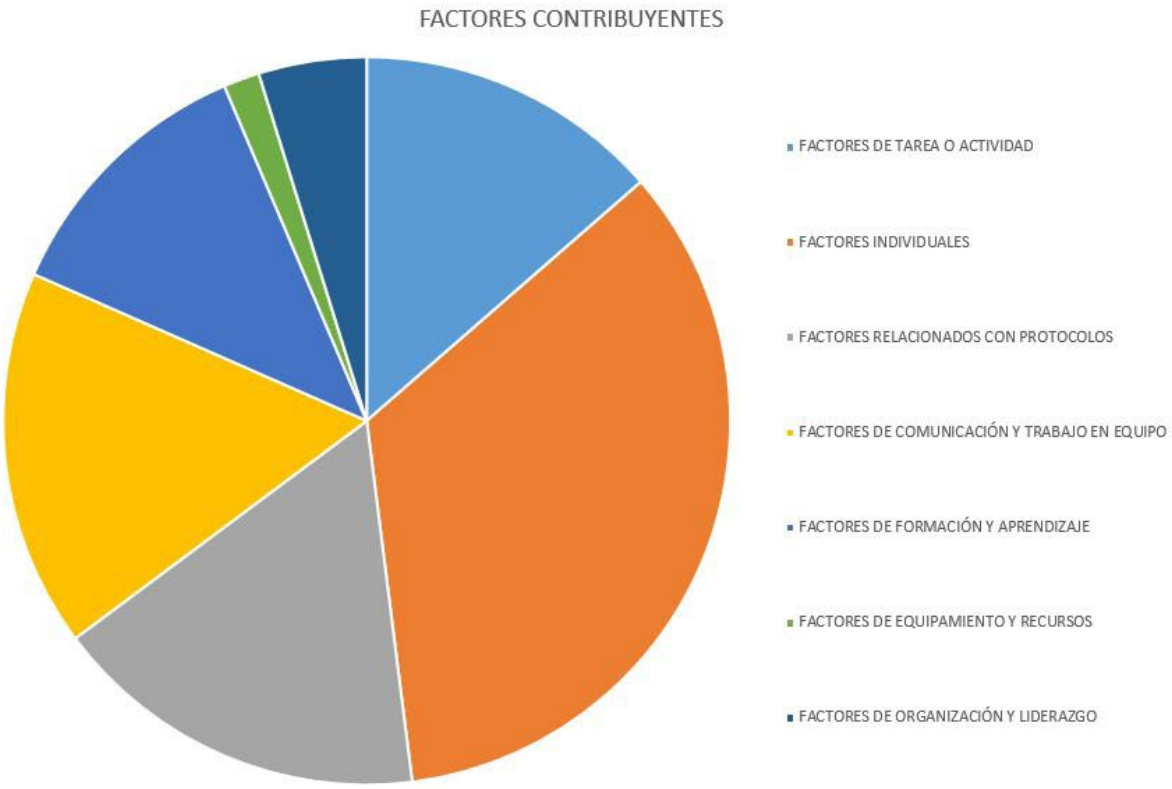
Se han clasificado los incidentes en función de la etapa del proceso radioterápico donde se producen (Tabla 1) y en función de los factores contribuyentes (Tabla 2).

La etapa donde se han producido la mayoría de los incidentes ha sido durante la “Simulación”, seguida de “1ª Consulta” y de “Administración del tratamiento”. Los incidentes producidos en “1ª Consulta” han sido casi todos debidos a no indicar las notas necesarias para poder realizar la simulación.

Se han tenido en cuenta 7 tipos de factores contribuyentes (Tabla 2). El 60.6% de los incidentes se han asociado con factores individuales como despistes o no seguir los protocolos. El 29.6% de los incidentes con falta de protocolos o protocolos incompletos, el 29.6% con factores de comunicación y trabajo en equipo. El 23.9% se han relacionado con factores de tarea o actividad relacionados con técnicas especiales como DIBH, SBRT... Y el 21.1% con factores de formación y aprendizaje.

En 65 de los 71 incidentes se han introducido acciones de mejora que han contribuido a reducir errores.





CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos subrayan la importancia de la notificación y análisis de incidentes en la mejora de la seguridad del paciente. La identificación de incidentes no solo ayuda a prevenir futuros errores, sino que también promueve una cultura de transparencia y aprendizaje dentro del equipo. Sin embargo, es fundamental seguir trabajando en la sensibilización del personal para aumentar la tasa de notificación.

PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA PACIENTES TRATADOS CON LU-177 QUE REQUIEREN ATENCIÓN EN UCI/ URGENCIAS: IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS

Saldaña Gutiérrez, P. (1); Cortés Romera, M. (2); Picón Olmos, C. (3)

(1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Instituto Catalán de Oncología; (2) Servicio de Medicina Nuclear, Hospital Universitario de Bellvitge; (3) Instituto Catalán de Oncología (Sede Hospitalet)

INTRODUCCIÓN

Los tumores neuroendocrinos funcionantes tratados con Lu-177 pueden requerir atención urgente por crisis carcinoides. La gestión de estos pacientes en unidades críticos o urgencias presenta desafíos únicos en protección radiológica, requiriendo un protocolo específico que garantice tanto la seguridad radiológica del personal como la atención médica óptima del paciente. Este trabajo presenta el desarrollo e implementación de un protocolo integral de protección radiológica para el manejo de estos pacientes en UCI/Urgencias.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se desarrolló un protocolo basado en las características físicas del Lu-177 y su eliminación principalmente urinaria, considerando tres períodos post-administración: primeras 8 horas, 8 horas-5 días, y posterior a 5 días. Se implementó un sistema de clasificación temporal de residuos y monitorización mediante dosímetros de puesto de trabajo. Se establecieron procedimientos de protección radiológica específicos para el personal sanitario, incluyendo el uso de elementos de protección individual (EPI) plomados de 0.35 mm Pb durante las primeras 8 horas post-administración. Se diseñó un sistema de gestión de residuos radiactivos con contenedores específicos y procedimientos de verificación de la contaminación radiactiva. Todo el personal asistencial recibió formación específica en protección radiológica.

RESULTADOS

El protocolo establece medidas diferenciadas según el período post-administración. Durante las primeras 8 horas, se requiere EPI plomado y mampara protectora para la bolsa de orina. Se implementó un sistema de tres contenedores: residuos generales, residuos contaminados con orina y una papelera plomada para bolsas de orina. Se establecieron procedimientos de monitorización mediante detectores de contaminación superficial y detectores de área para los riesgos de exposición externa. Se definieron protocolos específicos para derrames, traslados y situaciones de emergencia, incluyendo la coordinación con el servicio de Física Médica y Protección Radiológica y el Servcio de Medicina Nuclear. Hasta la fecha, el protocolo se ha aplicado con éxito en tres casos: dos pacientes ingresados en urgencias y uno en UCI, sin incidencias destacables en la protección radiológica.

DISCUSIÓN

El protocolo desarrollado permite una atención segura y eficiente, estableciendo un equilibrio entre la protección radiológica y la necesidad de atención médica inmediata. La clasificación temporal de las medidas simplifica su aplicación práctica, facilitando la comprensión por parte del personal no habituado a trabajar con radiaciones ionizantes. La gestión de residuos implementada garantiza un control adecuado sin interferir con la atención urgente del paciente. La experiencia inicial con tres pacientes demuestra su viabilidad práctica.

CONCLUSIONES

Se ha implementado exitosamente un protocolo que garantiza la protección radiológica en situaciones de urgencia para pacientes tratados con Lu-177, permitiendo una atención médica óptima sin comprometer la seguridad radiológica. El sistema establecido, respaldado por la formación específica del personal, demuestra ser eficaz y aplicable en el entorno de UCI/Urgencias, proporcionando pautas claras para el personal sanitario y asegurando el cumplimiento de los requisitos de protección radiológica, como se ha validado en los tres primeros casos de aplicación.

PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOÓGICA PARA PACIENTES EN DIÁLISIS SOMETIDOS A TERAPIAS CON RADIOISÓTOPOS

Saldaña Gutiérrez, P. (1); Rodríguez Gasén, A. (2); Ruiz López, A. B. (3); Picón Olmos, C. (4)
(1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Instituto Catalán de Oncología; (2) Servicio de Medicina Nuclear, Hospital Universitario de Bellvitge; (3) Unidad de Diálisis, Área de Enfemedades Nefrourológicas, Hospital Universitario de Bellvitge; (4) Instituto Catalán de Oncología (Sede Hospitalet)

INTRODUCCIÓN

El manejo de pacientes en diálisis que requieren terapias con radioisótopos presenta un desafío único en protección radiológica, ya que requiere equilibrar las necesidades del tratamiento dialítico con la seguridad radiológica. La gestión adecuada de estos casos es fundamental para garantizar la protección del personal sanitario, otros pacientes y el medio ambiente, cumpliendo con la normativa vigente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se desarrolló un protocolo específico de protección radiológica que coordina los servicios de Física Médica y Protección Radiológica, Medicina Nuclear y la Unidad de Diálisis del Área de Enfermedades Nefrourológicas. El procedimiento establece una programación optimizada: última diálisis pre-tratamiento en domingo noche (sesión extendida), administración del radiofármaco el lunes por la mañana, y siguiente diálisis el jueves (sesión extendida). Se implementaron medidas específicas de protección radiológica incluyendo el uso de equipamiento protector (doble guante, polainas, bata), gestión de residuos radiactivos, y monitorización dosimétrica del personal. Todo el personal asistencial involucrado recibió formación específica en protección radiológica antes de la implementación del protocolo. El tratamiento dialítico se realiza en el box central del área de aislamiento, manteniendo los boxes contiguos vacíos.

RESULTADOS

El protocolo establece un sistema integral de gestión que incluye: medidas de protección personal, monitorización radiológica pre y post-diálisis, gestión específica de residuos radiactivos, y procedimientos de descontaminación. Se implementó un sistema de control mediante mediciones de tasa de dosis para evaluar la efectividad de la eliminación del material radiactivo. Los residuos se gestionan mediante contenedores específicos y son procesados por el personal de medicina nuclear autorizado, siguiendo el reglamento de funcionamiento de la instalación radiactiva de medicina nuclear. Hasta la fecha, el protocolo se ha aplicado con éxito en un paciente, demostrando su viabilidad y efectividad.

DISCUSIÓN

La implementación del protocolo ha permitido establecer un marco sistemático para el manejo seguro de estos pacientes. El aspecto más crítico es la coordinación temporal entre el tratamiento con radioisótopos y las sesiones de diálisis, junto con la gestión de residuos radiactivos y la optimización de la exposición del personal asistencial. La monitorización radiológica pre y post-diálisis permite una evaluación objetiva de la efectividad del procedimiento en la eliminación del material radiactivo, así como evaluar la necesidad de seguir aplicando este protocolo en las siguientes sesiones de diálisis.

CONCLUSIONES

El protocolo desarrollado proporciona un marco seguro y eficiente para el manejo de pacientes en diálisis que requieren terapias con radioisótopos, garantizando la protección radiológica del personal y optimizando la gestión de residuos radiactivos. La experiencia inicial exitosa y la formación específica del personal han demostrado la viabilidad de su implementación. Este procedimiento puede servir como modelo para otras instituciones que manejen casos similares.

ANÁLISIS DE RIESGO EN BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA

De La Monja Rey, P. (1); Plaza Nuñez, R. (2); Mínguez Aguilar, C. (1)
(1) Hospital Universitario La Paz; (2) Hospital Central de la Defensa Gómez Ulla

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia oftálmica de baja tasa es una técnica consolidada en el tratamiento de tumores oculares como el melanoma de coroides o el retinoblastoma. En el Hospital Universitario La Paz este procedimiento se lleva a cabo utilizando fuentes de Yodo-125 (^{125}I) y Rutenio-106 (^{106}Ru).

Este estudio analiza la aplicación de la metodología AMFE (Análisis Modal de Fallos y Efectos), un enfoque proactivo para la gestión de riesgos, en braquiterapia ocular.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha evaluado el riesgo en las distintas etapas del proceso de braquiterapia ocular mediante un análisis AMFE (ver Figura1). Este análisis permite identificar los modos de fallo potenciales, junto con sus efectos y causas, a través del cálculo del Número de Prioridad de Riesgo (NPR).

El NPR se determina en función de tres factores: gravedad (G), ocurrencia (O) y detección (D), utilizando la fórmula: NPR=G×O×D

Para definir los fallos críticos que requieren acciones de mejora, se ha establecido un umbral de NPR≥100 o valores individuales de G/O/D≥9/10. Como referencia para la definición de las etapas y los modos de fallo, se ha utilizado la guía IAEA-TECDOC-1685S, analizando para este estudio las siguientes etapas:

- Diseño y fabricación de fuentes, aplicadores e instalaciones.
- Recepción y aceptación de fuentes.
- Aceptación y validación del sistema de cálculo.
- Preparación de la placa.
- Planificación del tratamiento.
- Ejecución del tratamiento.

1. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE FUENTES Y APLICADORES

Posibles fallos	Posibles causas	Posibles efectos	Método de detección (defensas actuales)	G	O	D	NPR	Acción recomendada (NPR > 100 ó G/O/D = 9/10)
Suministro de fuentes con defectos de fabricación.	Problemas en la producción de las placas de 106Ru.	Distribución de dosis diferente a la prevista afectando al tratamiento de múltiples pacientes.	Durante las pruebas de aceptación y puesta en marcha se comprueba la uniformidad de las diferentes fuentes de 106Ru mediante película radiocrómica e inspección visual.	10	1	2	20	Seguir el procedimiento braquiterapia ocular 106Ru.
Suministro de fuentes con falta de hermeticidad	Problemas en la producción de las placas de 106Ru.	Distribución de dosis diferente a la prevista afectando el tratamiento de múltiples pacientes.	Antes del uso clínico de las fuentes se realizan medidas de contaminación superficial en las fuentes y una prueba de hermeticidad.	9	1	2	18	Seguir el procedimiento braquiterapia ocular 106Ru.
Deficiencias de blindaje o carencia de medios para la manipulación de las fuentes	Posible extravío del material de protección radiológica o material en mal estado.	Irradiación por parte del personal expuesto.	En la gammateca hay un detector de radiación fijo que mide los niveles de radiación de manera constante. Durante la preparación de las fuentes para la administración de los tratamientos también se utiliza un equipo portátil de medida de radiación.	2	2	2	8	

Figura 1. AMFE para la Etapa 1 del proceso de braquiterapia oftálmica.

RESULTADOS

En las etapas analizadas, se han identificado 23 posibles riesgos, de los cuales en 15 se han propuesto acciones de mejora. Ninguno de los riesgos superó el umbral de NPR≥100; sin embargo, estas acciones se han considerado necesarias debido a la elevada gravedad de algunos fallos.

La FIGURA 2 muestra un gráfico con el promedio de los valores de gravedad (G), ocurrencia (O), detección (D) y NPR en las distintas etapas. Se observa que la recepción del material y la ejecución del tratamiento presentan los valores de NPR más elevados.

Por otro lado, la etapa con el NPR más bajo corresponde al diseño y fabricación de las fuentes. No obstante, un fallo en esta fase podría comprometer a todos los pacientes tratados con una misma fuente.

El análisis también muestra que factores como la carga de trabajo, la fatiga del personal, la insuficiente formación o la falta de seguimiento de los protocolos pueden desempeñar un papel crucial en la ocurrencia de fallos.

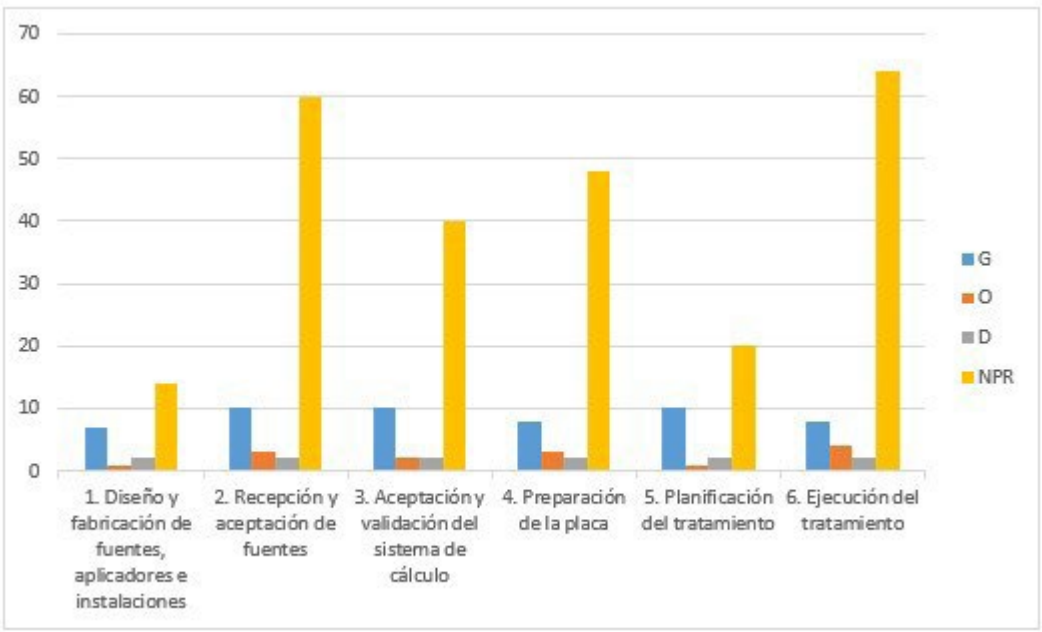


Figura 2. Gravedad (G), Ocurrencia (O), Detectabilidad (D) y NPR en función de la etapa.

DISCUSIÓN

El uso de la metodología AMFE permite detectar y cuantificar los riesgos en cada fase del proceso. La incorporación de controles redundantes, la estandarización de los procedimientos y mejora en la trazabilidad de las fuentes son estrategias eficaces para reducir la probabilidad de errores críticos.

CONCLUSIONES

El análisis de riesgo mediante AMFE permite fortalecer la seguridad en la braquiterapia oftálmica, proporcionando un marco estructurado para la identificación y control de riesgos. Es recomendable la integración de este enfoque en la práctica clínica rutinaria y la actualización periódica de los protocolos para garantizar un tratamiento seguro y eficaz.

ANÁLISIS DE LA EXPERIENCIA OPERATIVA DE LOS SUCESOS NOTIFICADOS POR IRRADIACIÓN ACCIDENTAL DE PERSONAS EN INSTALACIONES RADIACTIVAS DE RADIOTERAPIA CON ACELERADORES LINEALES

Sanchez-Cervera Huerta, S. (1); Sánchez Peralta, A. (1)
(1) Consejo de Seguridad Nuclear (CSN)

De acuerdo con la Instrucción IS-18 del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), las instalaciones radiactivas deben notificar a dicho organismo la ocurrencia de sucesos e incidentes radiológicos que tengan lugar en el ámbito de su instalación. En 2017, el CSN puso en marcha el Panel de Revisión de Experiencias Operativas y Reguladoras en Instalaciones Radiactivas (PIRA) donde se analiza la experiencia operativa originada en instalaciones radiactivas y el transporte de material radiactivo con el fin de decidir las acciones adecuadas y contribuir al fortalecimiento de la seguridad y la protección radiológica. A tal efecto, se dispone de una base de datos, denominada SUCRA, que compila los sucesos objeto de revisión en el PIRA.

Los sucesos acaecidos en los búnkeres de aceleradores lineales en instalaciones de radioterapia vienen repitiéndose con una frecuencia media de 2-3 veces al año, derivando en irradiaciones accidentales de trabajadores expuestos (técnicos de la empresa de asistencia técnica o trabajadores de la instalación) o miembros del público. El objetivo de esta ponencia es realizar un análisis de los sucesos ocurridos en estas instalaciones en los últimos años, así como de las medidas que el CSN, en el ejercicio de sus competencias, ha venido adoptando.

Conviene destacar que en la mayoría de los casos no se llega a producir una exposición ocupacional por encima de los límites de dosis reglamentarios gracias a la pronta detección del suceso, bien sea por el propio implicado o por el personal que opera el acelerador.

Del análisis de estos incidentes se deriva que la causa raíz en la mayoría de los casos radica en:

- Fallo en el control de accesos al búnker.
- Incumplimiento por el personal de operación del Reglamento de Funcionamiento y del procedimiento de verificación de los sistemas de seguridad.
- Fallo en la formación en materia de protección radiológica del personal de la instalación.
- Fallo en los procedimientos de trabajo de los técnicos de mantenimiento de las empresas de asistencia técnica. Entre las medidas adoptadas por el CSN podemos destacar:
- Emisión de la Circular 3/2019, dirigida a las instalaciones autorizadas para la asistencia técnica de equipos de teleterapia, para informar sobre la necesidad de señalizar e implementar medios para disuadir del acceso al búnker e insistir sobre ello en la formación de los técnicos.
- Establecimiento de la obligatoriedad de un botón de "última presencia" en los búnkeres de radioterapia como criterio de licenciamiento de las nuevas solicitudes de autorización de instalaciones radiactivas con aceleradores lineales de uso médico. Dicho sistema de seguridad impide iniciar una irradiación sin haber pulsado previamente dicho botón antes del cierre de la puerta del búnker.

De lo anteriormente expuesto, se concluye que los fallos detectados son mayoritariamente debidos a errores humanos, por lo que es fundamental asegurar una formación adecuada del personal, que incluya las conclusiones derivadas de los incidentes ocurridos en las instalaciones. Se pone de manifiesto la importancia de la experiencia operativa y de compartir las lecciones aprendidas derivadas de su análisis para fortalecer así la cultura de seguridad en estas instalaciones.

REVISIÓN DEL PROTOCOLO DE SEGUIMIENTO DE PACIENTES EN INTERVENCIONES INVASIVAS GUIADAS FLUOROSCÓPICAMENTE DE CARDIOLOGÍA Y RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA DE ALTA DOSIS

Romero García, S. (1); Gomis Ferraz, J. F. (1); Gras Miralles, P. (1); Campayo Esteban, J. M. (1); Villaescusa Blanca, J. I. (1); Aparici Robles, F. (1)
(1) Hospital Universitari i Politècnic La Fe

INTRODUCCIÓN

El Servicio de Protección Radiológica del Hospital La Fe tiene establecido un protocolo de seguimiento de pacientes que han recibido dosis elevadas en intervenciones invasivas guiadas fluoroscópicamente (IGF) de cardiología y radiología intervencionista. En este protocolo se establece la obligación de realizar un seguimiento médico, por parte del servicio médico que realizó la intervención, a aquellos pacientes que hayan recibido un kerma en aire en el punto intervencionista superior a 3000 mGy, de acuerdo con lo establecido en guías de la AAPM y SIR. Con el propósito de evaluar si este nivel de notificación (NN) es lo suficientemente conservador e identificar deficiencias del protocolo, se ha realizado una revisión de la historia clínica de todos los pacientes que superaron el NN en alguna IGF de cardiología y radiología intervencionista realizada durante el año 2024.

MATERIAL Y MÉTODOS

Durante el 2024 se revisaron diariamente los informes dosimétricos de los pacientes de intervencionismo vascular, hemodinámica, electrofisiología y neurología vascular, a través del software Universal Viewer de General Electric. Se anotaron manualmente datos identificativos de cada una de las exploraciones revisadas, entre los que se encontraba el kerma en aire en el punto intervencionista. Por cada paciente que superó el NN se envió un correo al correspondiente servicio médico para que le realizara un seguimiento. Al finalizar el año, se revisó la historia clínica de estos pacientes para averiguar si habían desarrollado algún efecto determinista.

RESULTADOS

Se revisaron un total de 4818 informes dosimétricos, de los cuales únicamente 35 superaron el NN (Figura 1). Sin embargo, ninguno de los pacientes a los que se les realizó el seguimiento médico manifestó efectos deterministas. En la Figura 2 se muestra un histograma del kerma en aire registrado en las intervenciones que superaron el NN.

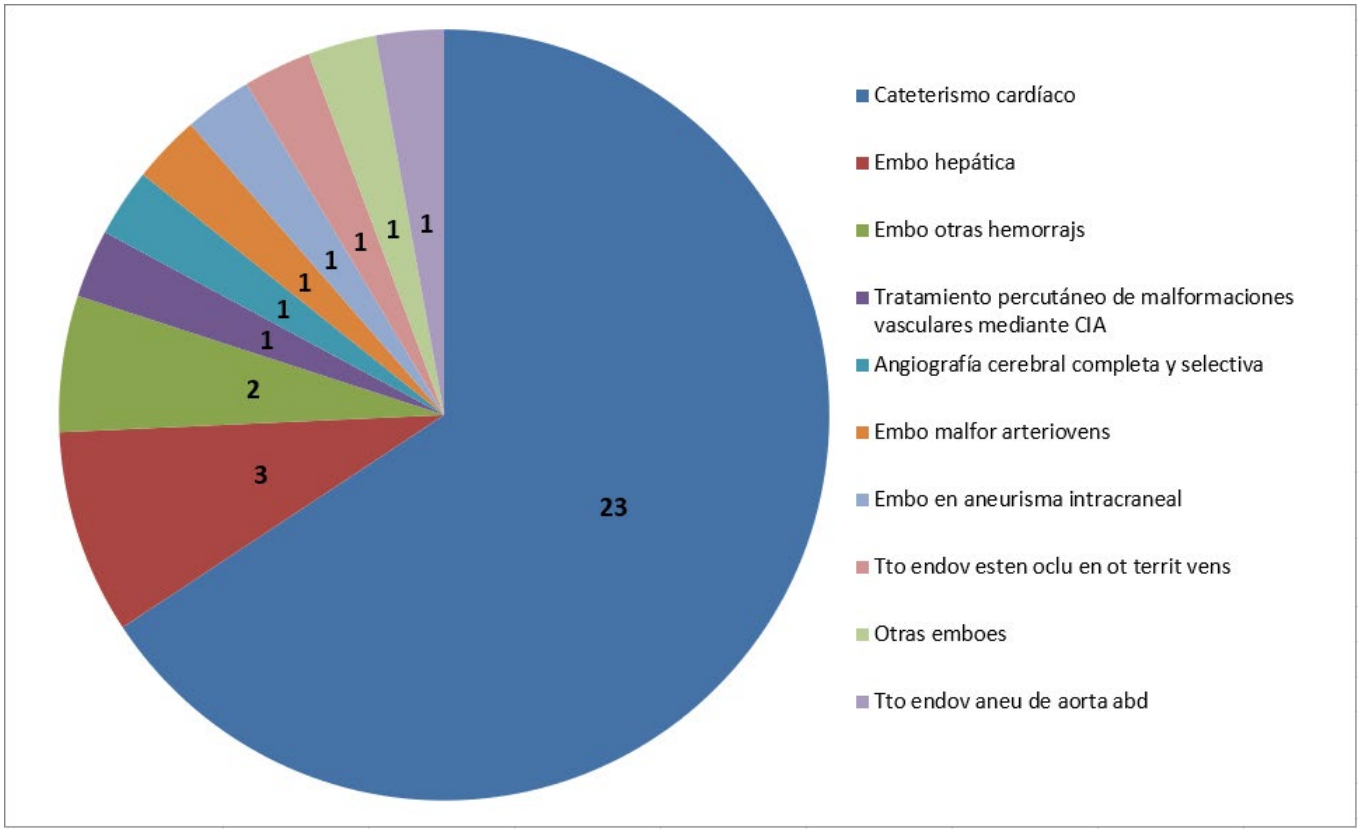


FIGURA 1. Casos que superaron el NN, en función del tipo de intervención realizada.

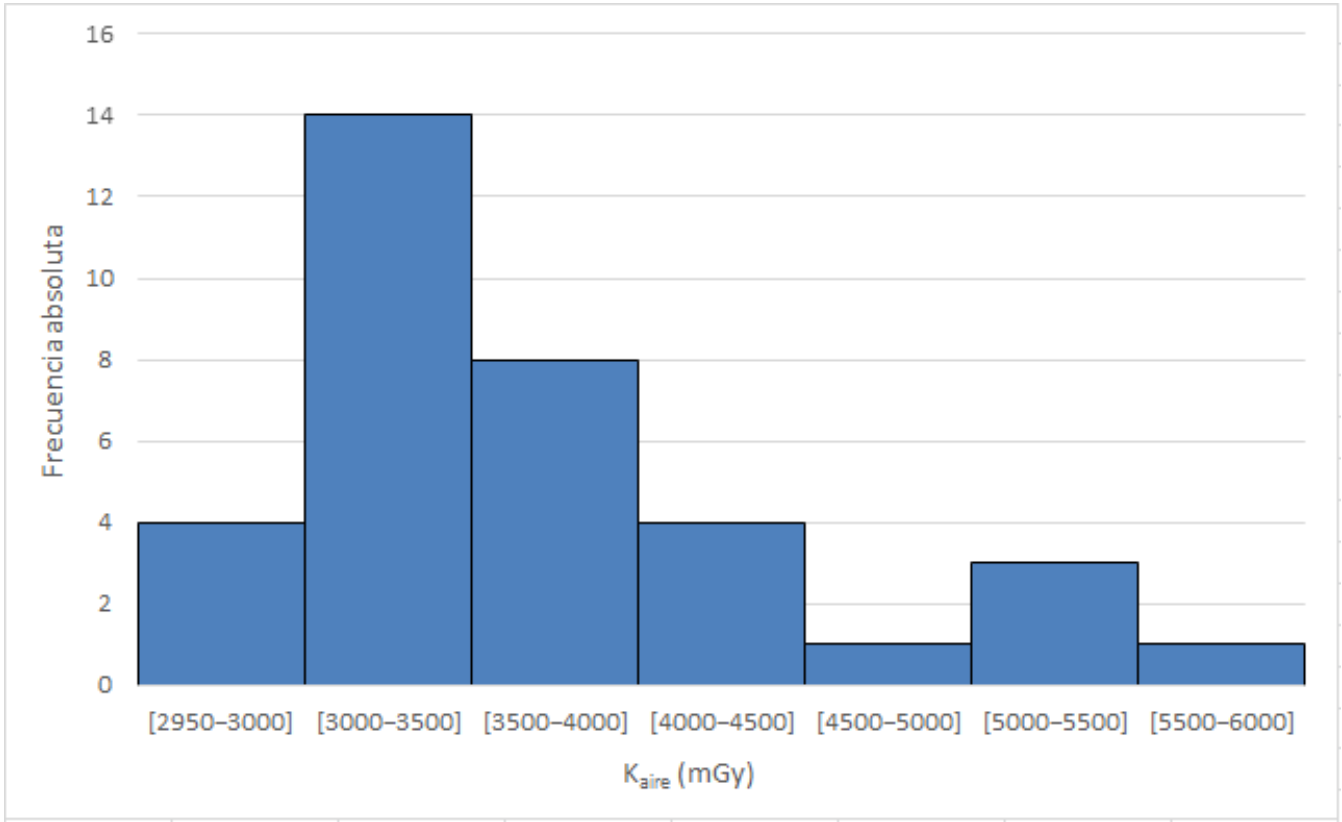


FIGURA 2. Histograma del kerma en aire registrado en las intervenciones que superaron el NN.

DISCUSIÓN

El hecho de que el 0.01% de las intervenciones realizadas hayan superado el NN y que ninguno de los pacientes notificados haya manifestado ningún efecto determinista indica que el NN establecido es conservador. No obstante, en la revisión de las historias

clínicas, se ha observado que no se ha incluido en ellas información sobre la posibilidad de aparición de efectos deterministas. Esto no implica que no se haya transmitido esta información al paciente, pero el SPR considera que se debería incluir en su historia clínica para tener un registro que asegure que se le ha informado correctamente.

CONCLUSIONES

El protocolo del SPR del Hospital La Fe sobre seguimiento de pacientes receptores de dosis elevadas en IGF es un protocolo efectivo y bien establecido, con un criterio conservador a la hora de decidir los pacientes a los que realizar un seguimiento médico. No obstante, es susceptible de mejoras, como la inclusión en la historia clínica de los pacientes de un texto genérico que contenga información sobre el tipo de intervención realizada y los posibles efectos deterministas que se podrían desarrollar.

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA PARA LA DIGITALIZACIÓN DE GRÁFICAS: APLICACIÓN AL FACTOR DE FUGA, F, EN BLINDAJES DE RADIODIAGNÓSTICO

Del Campo Muñoz, T. (1); Hernández Concepción, E. (2); Catalán Acosta, A. D. (1)
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Canarias; (2) Hospital Universitario de Canarias

INTRODUCCIÓN

El cálculo de blindajes en instalaciones de rayos X para diagnóstico es imprescindible para garantizar el funcionamiento seguro de la instalación y el cumplimiento de los límites de dosis establecidos por el Real Decreto 1029/2022. La guía 5.11 del CSN proporciona directrices específicas para este cálculo, considerando la radiación directa, dispersa y de fuga. Para el caso de la radiación de fuga, el cálculo del factor de atenuación *A* requiere del factor de corrección *f*, el cual se obtiene de forma orientativa mediante la visualización de la *figura 3* del *apéndice* de dicha guía. Sin embargo, esta aproximación gráfica puede ser imprecisa. Este trabajo aborda dicha limitación mediante la digitalización de la gráfica, obteniendo ecuaciones de ajuste que representan con precisión las curvas originales. Este proceso, además, facilita la integración de *f* en herramientas computacionales de diseño de blindajes.

MATERIALES Y MÉTODOS

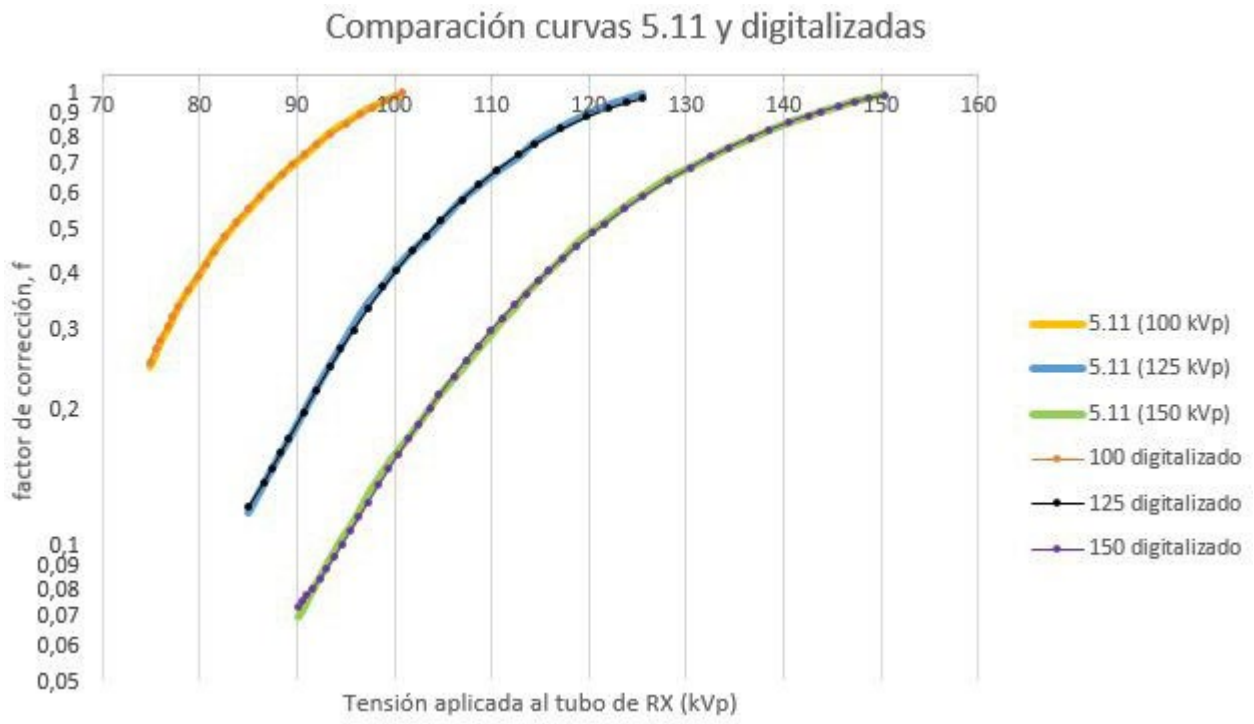
El estudio se llevó a cabo utilizando el entorno de programación Python y la *figura 3* del *apéndice* de la guía 5.11 del CSN, pero la metodología desarrollada es generalizable a cualquier representación gráfica en formato compatible.

El software permite la lectura de imágenes en formatos como .jpg, .png y otros similares, solicitando al usuario seleccionar manualmente los puntos relevantes mediante el cursor. Estas coordenadas se almacenan como tuplas que representan los píxeles seleccionados. Posteriormente, el sistema convierte estas coordenadas a los valores numéricos correspondientes, utilizando la escala definida por el usuario para los ejes (X lineal e Y logarítmico) y los límites mínimo y máximo de la gráfica. Tras digitalizar los puntos, el software ajusta a una curva polinómica de grado n especificado por el usuario, seleccionada para optimizar la representación de estos datos, que representa la secuencia de puntos con precisión. El resultado final incluye las ecuaciones matemáticas que se ajustan a cada curva digitalizada, facilitando su uso en cálculos posteriores.

RESULTADOS

Se obtuvieron ecuaciones polinómicas de grado 3 que ajustan las curvas originales como se observa en las siguientes figuras:

1. **100 kVp:**
$$f(x) = -0.00001429x^3 + 0.003665x^2 - 0.2819x + 6.812$$
2. **125 kVp:**
$$f(x) = -0.00001353x^3 + 0.004297x^2 - 0.4283x + 13.79$$
3. **150 kVp:**
$$f(x) = -0.00000448x^3 + 0.001664x^2 - 0.1866x + 6.654$$



DISCUSIÓN

El análisis muestra una correlación muy alta entre los puntos digitalizados y los valores obtenidos mediante las ecuaciones ajustadas, siendo el máximo error relativo de las tres ecuaciones del 4 %. Esto valida que las ecuaciones polinómicas calculadas son una buena herramienta para estimar el factor *f*, reproduciendo fielmente los valores originales y permitiendo su aplicación práctica en el diseño de blindajes.

CONCLUSIÓN

El desarrollo del software y la aplicación específica de digitalización de la figura 3 de la guía 5.11 junto con el ajuste de las curvas a modelos polinómicos permiten obtener ecuaciones que reflejan adecuadamente los datos originales de la guía y pueden integrarse a herramientas computacionales. Este enfoque no solo mejora la precisión en la estimación del factor *f* para los cálculos, sino que también introduce nuevas posibilidades para optimizar parámetros de diseño en blindajes, adaptándose a las necesidades específicas de las instalaciones de rayos X.

BIBLIOGRAFÍA

CSN. *Guía de Seguridad 5.11*

ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

ESTUDIO MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO DEL ESPECTRO DE NEUTRONES SECUNDARIOS DE UN HAZ DE PROTONTERAPIA UTILIZANDO UN ALGORITMO DE DECONVOLUCIÓN MLEM

Díaz Comeche, A. (1); Oliver Gil, S. (2); Juste Vidal, B. J. (3); Miró Herrero, R. (3); Verdú Martín, G. J. (3)
(1) Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Mediambiental (ISIRYM); (2) Institut Universitari de Seguretat Industrial, Radiofísica i Mediambiental; (3) Instituto Universitario de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental

INTRODUCCIÓN

La protonterapia es una técnica en auge que emplea haces de protones para el tratamiento de tejidos tumorales. Entre otras ventajas, permite irradiar de manera muy localizada, protegiendo al máximo los órganos de riesgo y tejidos próximos al tumor. Es por este motivo que se recomienda, fundamentalmente, para tratar aquellos tumores cercanos a partes críticas del organismo. Sin embargo, en las instalaciones de protonterapia se producen neutrones secundarios como consecuencia de la interacción de los protones con materiales de alto número atómico. Es fundamental conocer su espectro energético para poder estimar con precisión la dosis neutrónica que reciben los pacientes y el personal de la instalación. Este trabajo presenta una metodología para obtener el espectro energético de neutrones secundarios generados a partir de un haz de protonterapia.

MATERIALES Y MÉTODOS

A partir de simulaciones Monte Carlo empleando el código MCNP6.3 se ha reproducido la medida de flujo neutrónico en un Espectrómetro de Esferas Bonner extendido (EBSS), del cual también se ha evaluado su matriz respuesta. Para la obtención de dicha matriz, se han realizado un total de 1114 simulaciones midiendo el flujo en el seno de las 10 esferas que componen el detector, para diferentes puntos de energía entre 10-9 y 250 MeV. Para obtener el espectro el flujo de neutrones secundarios se ha medido a la salida del cabezal y en el isocentro de un tratamiento. Finalmente, para ambas posiciones se ha deconvolucionado el espectro de neutrones con un algoritmo propio basado en métodos Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM). La validación de la matriz respuesta y los espectros obtenidos se ha realizado mediante comparativa con trabajos ya publicados.

RESULTADOS

Los resultados constan de la evaluación de la respuesta del EBSS (Fig. 1) y la obtención del espectro de neutrones secundarios generados (Fig. 2)

DISCUSIÓN

Tanto la respuesta del detector EBSS como los espectros obtenidos se ajustan a lo indicado por trabajos previos. La respuesta del EBSS se ha calculado con una incertidumbre menor al 3% para todas las simulaciones, presentando una desviación media menor al 7% respecto a los trabajos publicados previamente.

CONCLUSIÓN

Aunque el algoritmo MLEM desarrollado ha sido previamente validado para el caso de radioterapia, este trabajo supone su primera implementación en protonterapia. Este estudio permite conocer con precisión el espectro energético de los neutrones secundarios en protonterapia, de gran interés para la correcta estimación de la dosis no terapéutica irradiada a pacientes y personal.

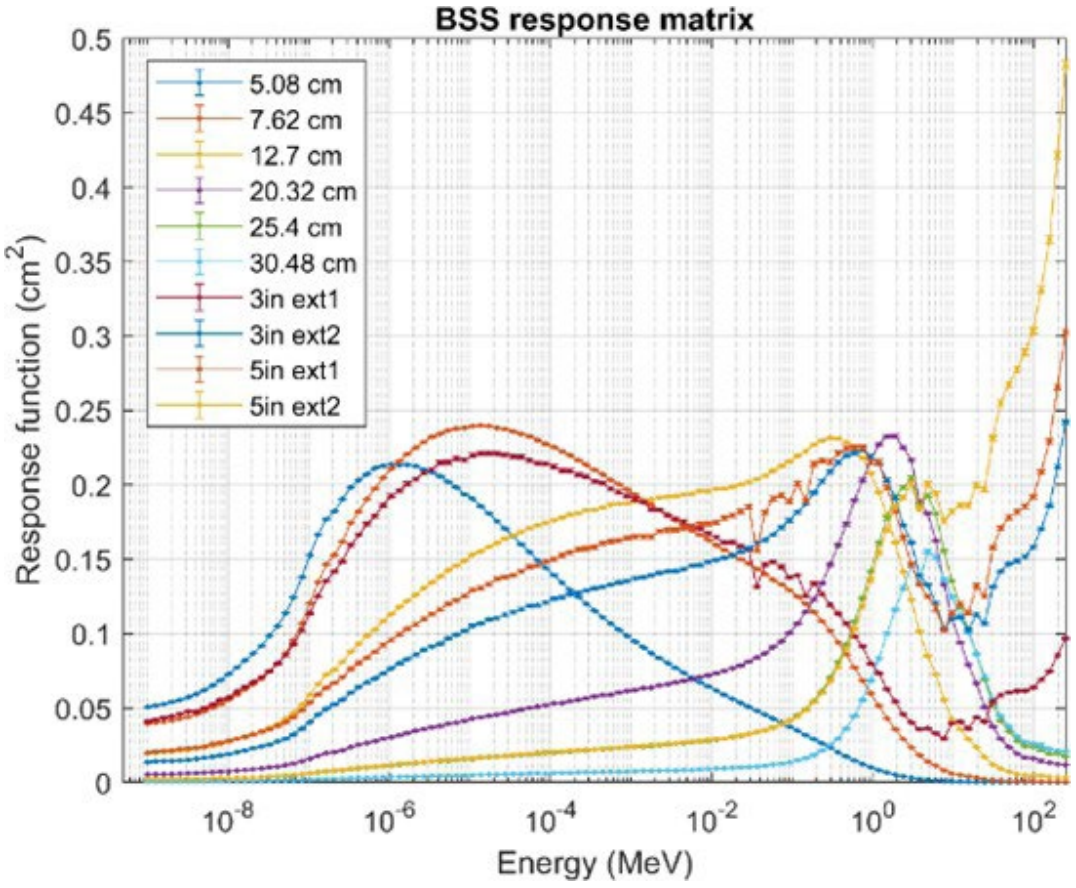


FIGURA 1: Matriz respuesta del EBSS. Respuesta en unidades de área respecto a la energía, en MeV, en escala logarítmica.

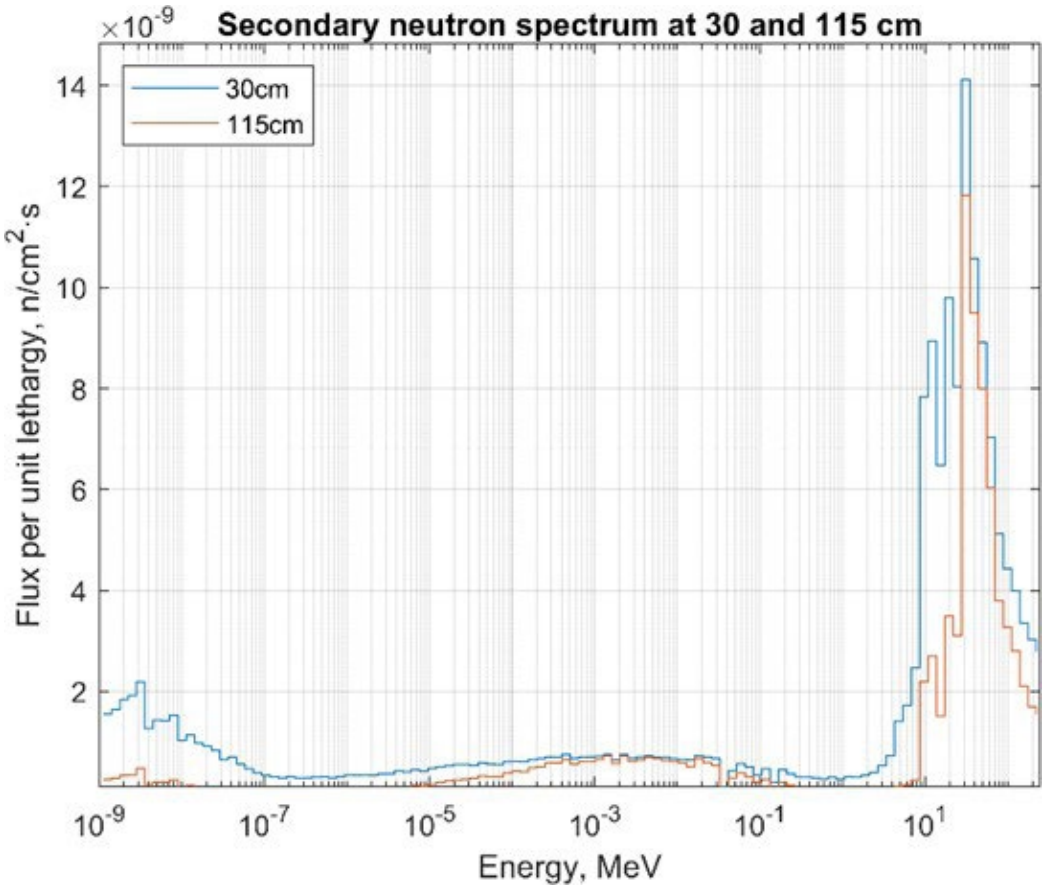


FIGURA 2: Espectro deconvolucionado utilizando el algoritmo MLEM para 30 y 115 cm de distancia de la salida del cabezal del acelerador.

VALIDACIÓN EXPERIMENTAL DE SIMULACIONES MONTE CARLO DE LA DOSIS EN PROFUNDIDAD PARA HACES DE PROTONTERAPIA PENCIL BEAM-SCANNING

Díaz Comeche, A. (1); Oliver Gil, S. (1); Juste Vidal, B. J. (1); Miró Herrero, R. (1); Verdú Martín, G. J. (1)
(1) Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental. Universitat Politècnica de València

INTRODUCCIÓN

La protonterapia es una técnica radioterapéutica que permite irradiar de manera localizada tejidos tumorales, reduciendo al máximo la exposición de otros órganos y tejidos próximos. Representando la dosis absorbida respecto a la profundidad se observa esta característica a partir del llamado Pico de Bragg. Sin embargo, la interacción de los protones con materiales de alta densidad genera neutrones secundarios, que también afectan al paciente y al personal de la instalación. Para detectar estos neutrones se utiliza el Espectrómetro de Esferas Bonner (BSS), que permite conocer la distribución energética de los neutrones y, a partir de esta última, la dosis neutrónica que proporcionan. Este trabajo valida experimentalmente simulaciones Monte Carlo que miden la curva de dosis en profundidad de protones en una cuba de agua. También se realizaron simulaciones con un BSS para medir el flujo de neutrones secundarios generados por la interacción de protones con una cuba de agua sólida.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha utilizado el código de simulación Monte Carlo MCNP6.3 para simular la interacción de un haz de protones emitido por un ProBeam (Varían) con una cuba de agua líquida. Para energías de 110, 160 y 210 MeV, se calcularon las profundidades de los picos de Bragg, así como las posiciones de los puntos R90, R80 y R20, y se compararon con los valores experimentales. Además, se han realizado simulaciones para medir el flujo de neutrones secundarios generados por la interacción de un haz de protones con una cuba de agua sólida, utilizando un BSS.

RESULTADOS

Los resultados constan de la comparativa entre las curvas de dosis en profundidad simuladas y experimentales, para haces de protones de las energías mencionadas anteriormente (Tabla 1), (Fig. 1) y las medidas de flujo de neutrones secundarios obtenidas por simulación a 2.26 m del isocentro.

DISCUSIÓN

Para las tres energías mencionadas, la desviación porcentual entre los puntos R90, R80 y R20 simulados y experimentales es inferior al 0.3%, 0.5% y 2%, respectivamente, quedando los haces emitidos por el equipo de protonterapia validados experimentalmente. Con dichos haces validados se han realizado simulaciones para medir el flujo de neutrones secundarios con un BSS en diferentes posiciones del búnker de tratamiento.

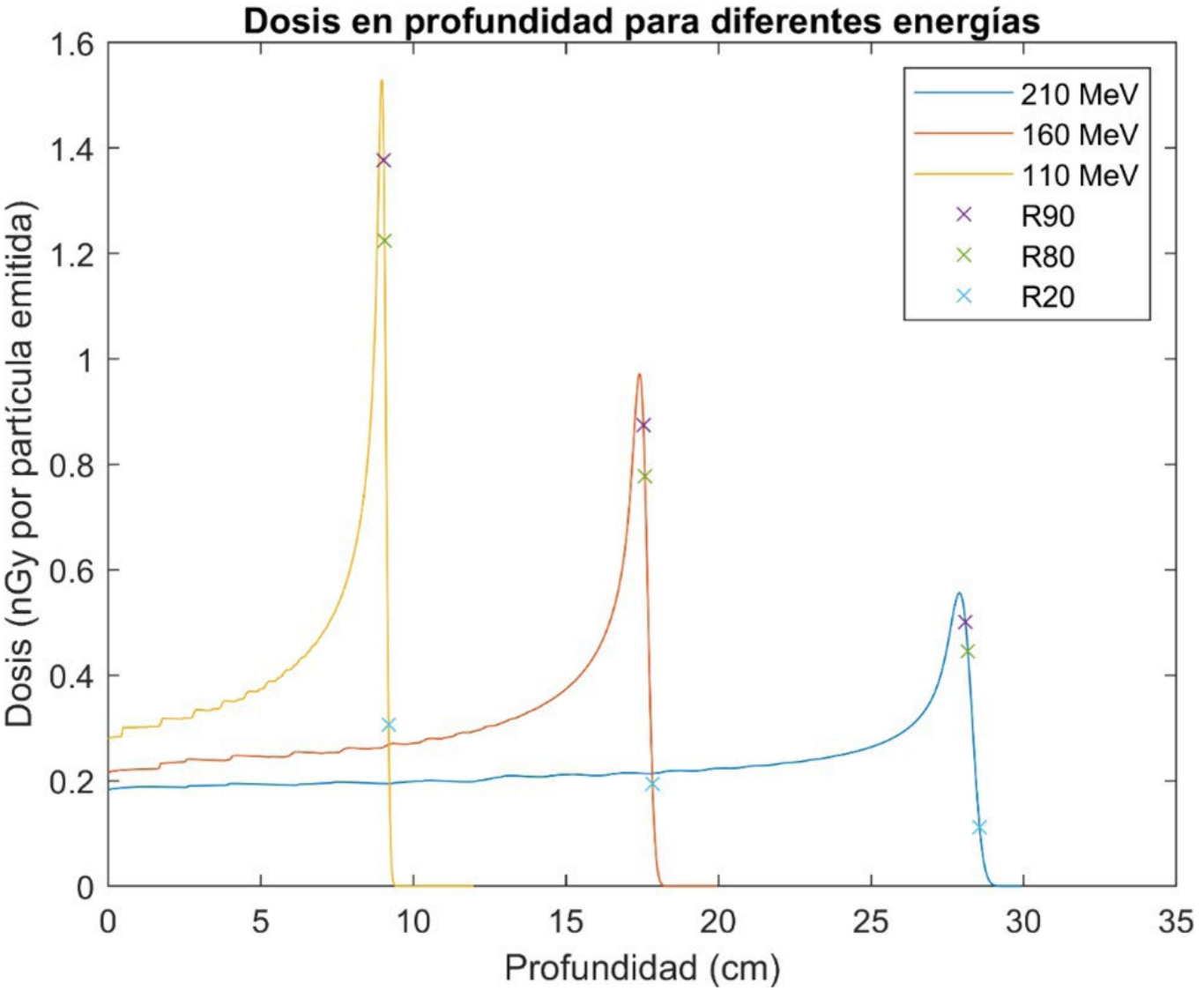
CONCLUSIÓN

Este trabajo permite establecer una validación experimental de un modelo de simulación Monte Carlo de interacción de haces protones con una cuba de agua. Así, se garantiza que el espectro de neutrones secundarios por simulación obtenido utilizando dicho modelo, así como los cálculos dosimétricos que se realicen a partir de él, estén también validados experimentalmente.

TABLA 1: Desviación porcentual entre los puntos R90, R80 y R20 para los haces experimentales (exp) y simulados (sim).

Energía	R90			R80			R20			R100
	Sim	Exp	Des (%)	Sim	Exp	Des (%)	Sim	Exp	Des (%)	Sim
110	9.04	9.04	0.05	9.06	9.10	0.41	9.20	9.37	1.86	8.92
160	17.54	17.52	0.12	17.59	17.60	0.04	17.84	18.02	1.01	17.42
210	28.09	28.06	0.12	28.17	28.16	0.04	28.56	28.63	0.26	27.89

FIGURA 1: Dosis depositada en profundidad para 110, 160 y 210 MeV. Posiciones de los puntos R90, R80 y R20.



PROPIEDADES FÍSICAS DE MATERIALES DE IMPRESIÓN 3D MEDIANTE TC Y MÉTODO MULTITENSIÓN

Ferrando Sánchez, A. (1); Arroyo Galán, A. (1); Martín González, A. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Adaimi Hernández, P. (1); Milanés Gaillet, A. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Gaitán Simón, Á. (1)

(1) H.U. 12 de Octubre de Madrid

INTRODUCCIÓN

La impresión 3D (I3D) de maniquíes de control de calidad, moldes y aplicadores personalizados para radioterapia requieren que los materiales sean caracterizados en propiedades físicas y dosimétricas previamente a su uso. Completamos y ampliamos la comunicación presentada en el congreso anterior.

METODOLOGÍA

Se imprimieron 26 cubos de 3 cm de lado mediante I3D en resinas (SLA) y filamentos termoplásticos (FDM) con las impresoras Form 3BL (Formlabs) y Ultimaker S3-S5 (Ultimaker) respectivamente. Los materiales caracterizados y sus marcas se muestran en la tabla 1. La estimación de densidad electrónica y número atómico efectivo de estos materiales se realizó con TC y el método multitensión (consultar referencia). Se diseñó un maniquí cilíndrico con dos aberturas laterales por las que introducir materiales y calibradores. Estos últimos fueron: NaCl, CaCO3 y las resinas Clear y Tough2000. Se utilizó el TC modelo Brilliance Big Bore (Philips) y kilovoltajes de 90, 120 y 140 kVp. Para el análisis de las imágenes se emplearon Velocity™ y Eclipse® (Varian Medical Systems,

PaloAlto, CA). Se posicionaron ROIs circulares centrados en cada cubo y las diferentes tensiones aplicadas con objeto de obtener las Unidades Hounsfield (UH). La estimación de volúmenes se realizó a partir de la segmentación de cada cubo en exploraciones TC con ancho de corte de 0.5mm y FOV para tener un tamaño de píxel inferior a 0.4mm (matriz 512x512). Los cubos se dispusieron sobre unos soportes oblicuamente a los planos de TC para minimizar incertidumbres. La masa se midió con la balanza AB104-S (Mettler Toledo). Gracias al método de calibración estequiométrica caracterizamos el TC con los calibradores para después relacionar UH con densidades electrónicas relativas (DER) y números atómicos efectivos de los materiales muestra mediante ajuste lineal multivariable. La parametrización empleada fue:

$$//frach/rho^* = /alpha/cdot/left(1 - Z^{3.21}_{/textef}/right) + Z^{3.21}_{/textef}//rho^*$$

Donde *h* son las UH; ▫, los parámetros espectrales de los haces obtenidos con calibradores, $Z^*_{/textef}$, el número atómico y , la densidad electrónica relativos al agua (7.463 y 3.34x10^{23} e$^-$/cm^3 respectivamente). La densidad másica se obtuvo por cociente *m/V*. Para todas estas cantidades se estimó una cota superior de la incertidumbre al 95% (k=2) que expresamos en %.

RESULTADOS

Se aprecia en la tabla que la mayoría de materiales presentan una DER y Z*ef próximos a la unidad (equivalencia al agua). Entre los que más discrepan está el Laybrick, compuesto cerámico. En la figura se representan Z*ef frente a DER obtenidos en relación a la composición de tejidos humanos del ICRP23 e insertos CIRS-062.

MATERIAL	DER (±3 [0,6-7]%)	Z^*_{ef} (±1.4 [0.2-4]%)	ρ_m (±3.9 [3.7-4.1]%) (g/cm^3)	Tecnología	Marca
ABS	1,00	0,84	1,04	FDM	Smart Materials 3D
ABS+Carbon	0,79	0,83	0,83	FDM	Nanovia
ASA	0,90	0,86	0,95	FDM	Fillamentum®
BM Clear	1,14	0,91	1,19	SLA	FormLabs
BM Elastic50A	1,04	0,91	1,07	SLA	FormLabs
Clear	1,15	0,92	1,20	SLA	FormLabs
CPE HG100	1,17	0,92	1,23	FDM	Fillamentum®
Dental Soft Pink	1,08	0,91	1,10	SLA	HARZ Labs
Elastic50A	1,07	0,89	1,09	SLA	FormLabs
FilaFlex 95A	1,10	1,27	1,09	FDM	Recreus
HIPS	1,02	1,29	1,08	FDM	Smartfil®
IBT	1,10	0,91	1,11	SLA	FormLabs
IBT Flex	1,07	0,91	1,11	SLA	FormLabs
Laybrick	1,06	1,60	1,15	FDM	Lay Filaments™
Nylon6/66	1,05	0,88	1,04	FDM	Esun®
PC	1,10	0,92	1,17	FDM	Polymaker
PETG	0,95	0,91	1,03	FDM	Esun®
PLA active	1,17	1,01	1,24	FDM	Copper 3D
PLA1	1,03	0,97	1,12	FDM	Fillamentum®
PLA2	1,03	0,97	1,13	FDM	Ultimaker
PolySupport	1,09	0,92	1,14	FDM	Polymaker
PP	0,82	0,78	0,80	FDM	Centaur
PVA	1,18	0,92	1,24	FDM	Ultimaker
Surgical Guide	1,16	0,92	1,22	SLA	FormLabs
Tough2000	1,16	1,02	1,21	SLA	FormLabs
TPU 98A	1,07	0,94	1,12	FDM	Copper3D

Tabla 1.- Densidades electrónicas relativas, números atómicos efectivos y densidad másica de los materiales muestra.

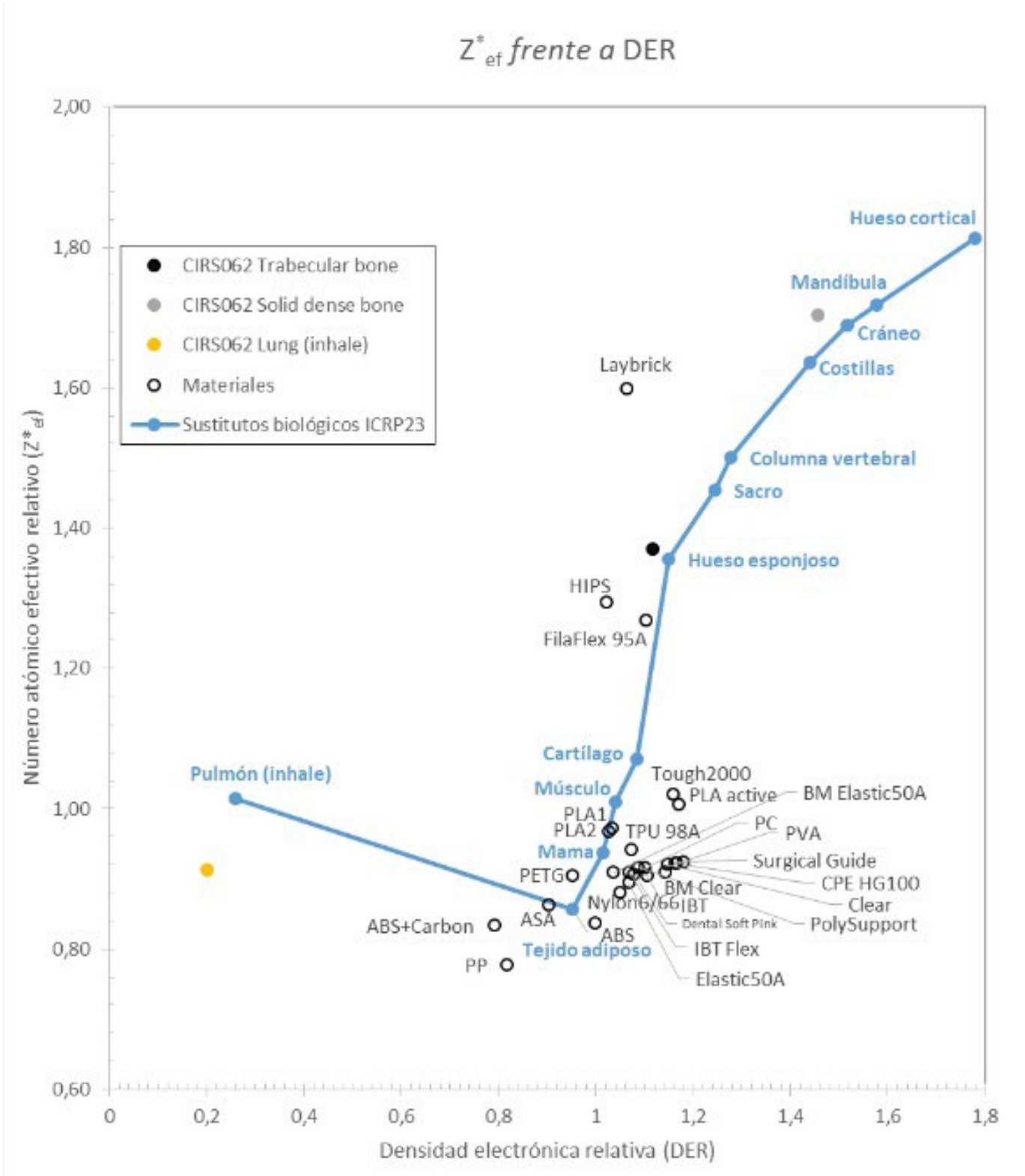


Figura 1.- Plano número atómico efectivo frente a DER de los materiales, sustitutos biológicos (ICRP 23) e insertos CIRS 062.

CONCLUSIÓN

La mayor parte de los materiales analizados en este trabajo son adecuados para su uso en radioterapia con DER y Z efectiva próximos a los de tejidos blandos. Las propiedades físicas estimadas permiten su modelización en los sistemas de planificación y cálculo de dosis. Permite una elección más adecuada de materiales a la hora de fabricar productos sanitarios o maniquíes para control de calidad.

REFERENCIA

Martinez LC et al. A parametrization of the CT number of a substance and its use for stoichiometric calibration. Physica Medica. 2012;28(1):33-42.

ESTUDIO DE LA ACTIVACIÓN DE MATERIALES Y RIESGOS RADIOLÓGICOS ASOCIADOS EN LA SALA DEL ACELERADOR DE UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA

Mateus Dos Santos Salgado, C. (1); Abad Jimenez, S. (2); Carnicer Cáceres, A. (2); Saez Beltrán, M. (3)
(1) IDOM Consulting, Engineering, Architecture; (2) IDOM; (3) Hospital Universitario La Paz

El presente estudio se enfoca en la protección radiológica en una instalación de protonterapia, y más concretamente en la activación protónica y neutrónica en la sala del acelerador. Se analizarán tres problemas típicos derivados de este fenómeno: en fase de operación de la instalación, la activación del aire, del acelerador y de los componentes de la línea del haz, y en fase de desmantelamiento, la activación del blindaje estructural de la sala. Para la correcta gestión de los riesgos radiológicos asociados es necesario estimar de antemano los niveles de activación de acuerdo con la previsión de uso del haz.

El estudio se ha realizado mediante el código japonés de transporte de la radiación PHITS, que integra el código DCHAIN- PHITS que permite realizar cálculos precisos de activación para perfiles de irradiación y tiempos de enfriamiento arbitrarios y obtener el inventario isotópico, la evolución temporal de actividad y los mapas de tasas de dosis asociadas. Para obtener resultados realistas se modelará un escenario representativo de la operación clínica diaria, lo que permitirá estudiar la activación en el aire y los componentes y aportar datos clave para la gestión diaria de la instalación. En cuanto a la activación del blindaje, relevante a largo plazo, se estudiará un escenario de irradiación representativo de la actividad de la instalación durante la vida útil del equipo, para obtener los niveles de activación en fase de desmantelamiento.

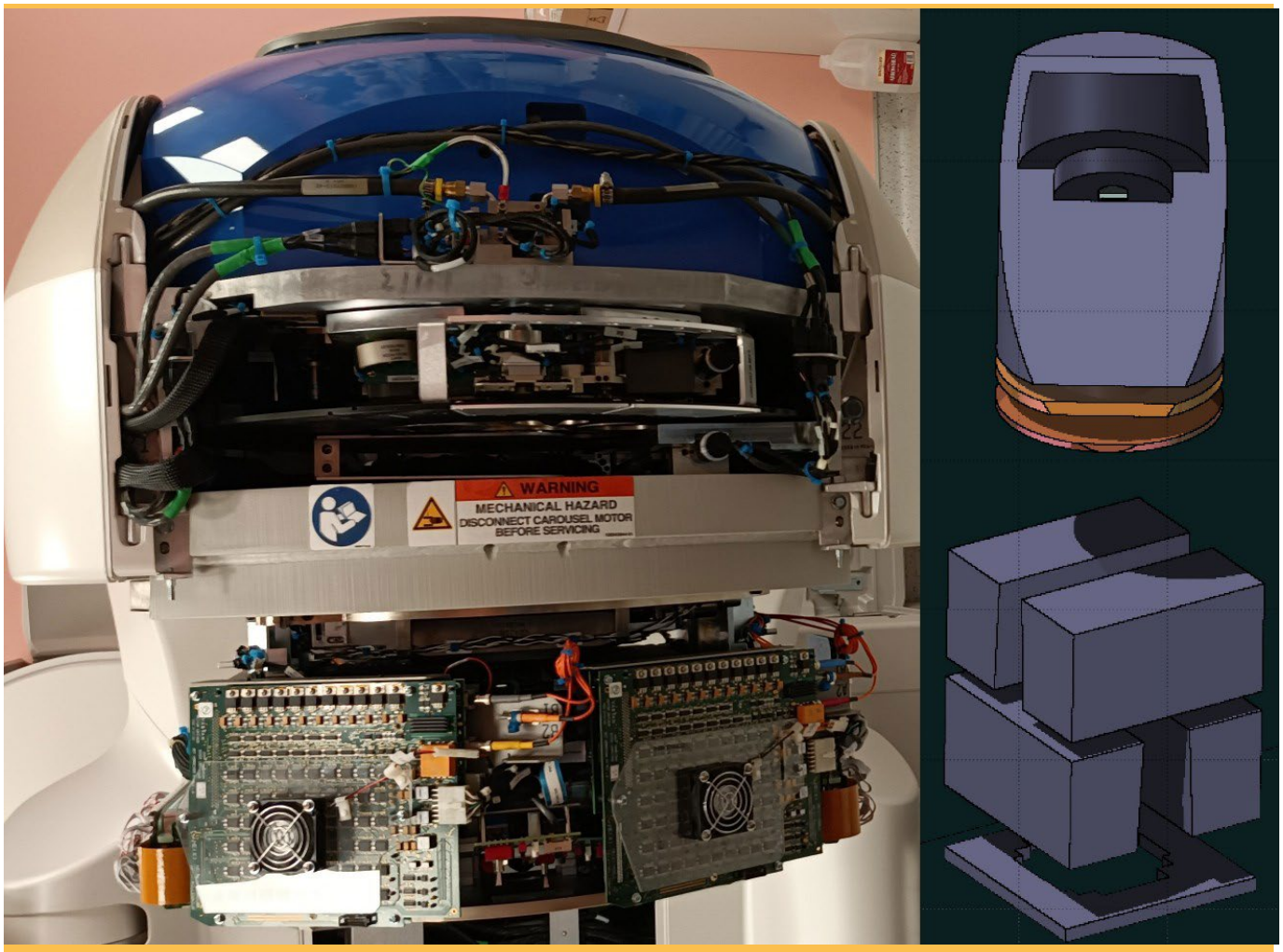
Este estudio contribuirá a una mejor comprensión de los procesos de activación en salas de protonterapia, ofreciendo herramientas para la gestión de protección radiológica, la optimización de tiempos de acceso y almacenamiento de materiales reutilizables, así como la planificación de pruebas de mantenimiento. Además, ofrecerá información sobre el impacto a largo plazo en el blindaje estructural y sus implicaciones en el desmantelamiento de la instalación.

MODELADO DEL CABEZAL DEL ACELERADOR LINEAL TRUEBEAM DE VARIAN CON EL CÓDIGO MONTE CARLO FLUKA

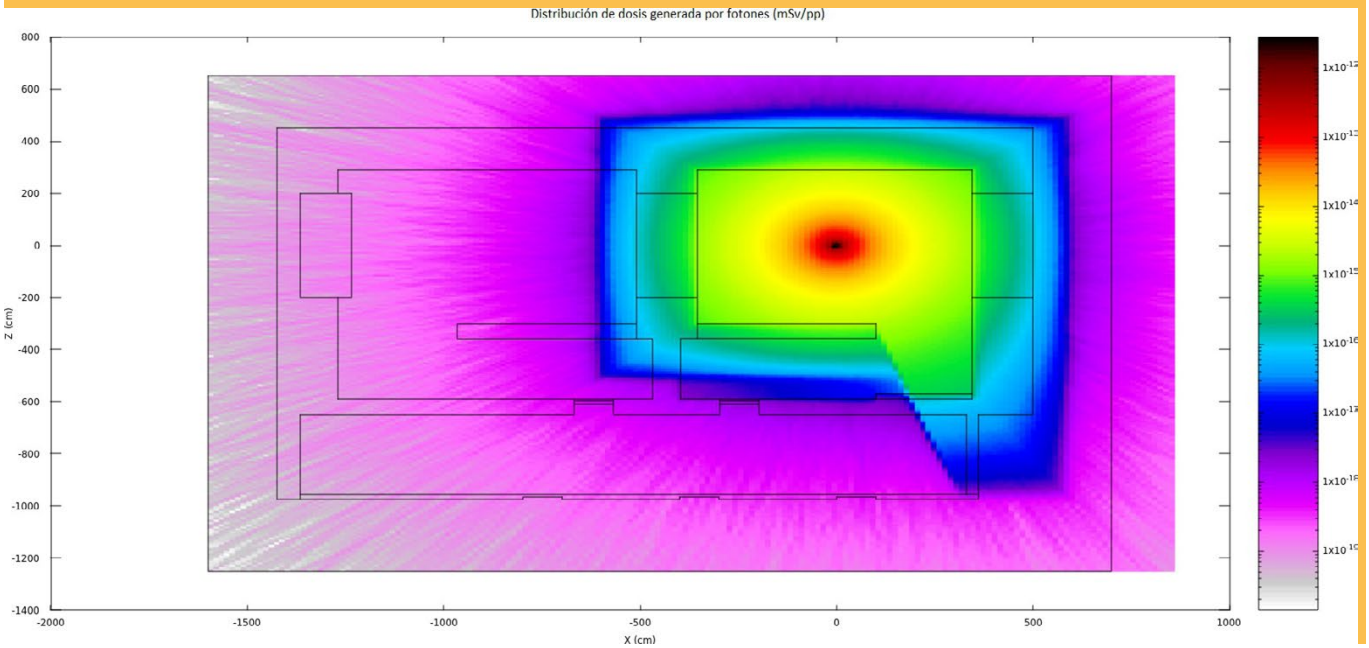
Gil San Millán, E. (1); Álvarez Pastor, J. M. (2); Sáez Beltrán, F. (3); Benito Bejarano, M. (3); Gómez Enríquez, F. (3); Cives Fernández, A. M. (2); García Del Dedo, L. (2)
(1) Centro de Láseres Pulsados, CLPU; (2) Centro de Láseres Pulsados; (3) Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL)

En este trabajo se presenta el modelado del cabezal de tratamiento del Acelerador Lineal TrueBeam (de Varian Medical Systems), mediante simulaciones con el código de Monte Carlo FLUKA (CERN-Instituto Nazionale di Fisica Nucleare). El objetivo principal es caracterizar el transporte de partículas del haz de fotones de alta energía (en concreto, haces de 10 MV sin filtro aplanador y de 15 MV) desde su origen en el cabezal del acelerador hasta la zona de irradiación en el búnker del Servicio de Oncología Radioterápica del Complejo Asistencial de Zamora, donde opera el LINAC modelado.

Nuestro modelo incluye una representación detallada del cabezal del LINAC, basada en especificaciones técnicas y datos geométricos obtenidos a partir de mediciones experimentales y fuentes bibliográficas. De este modo, se han modelado con precisión las principales componentes estructurales y funcionales del cabezal, incluyendo el blanco bicapa de tungsteno y cobre, el colimador primario, el filtro aplanador, la cámara de ionización, y los sistemas de colimación secundaria (compuesto por dos conjuntos de mordazas) y terciaria (sistema de colimación multiláminas). Además, se ha incorporado una representación realista de los materiales y densidades de cada componente con el fin de obtener una simulación lo más precisa posible de la atenuación, dispersión y absorción del haz de fotones a lo largo de su trayectoria. En la Figura 1 se muestra un esquema detallado del modelo geométrico que ha sido empleado en las simulaciones con FLUKA, junto con una imagen real del cabezal del TrueBeam.



La validación del modelo se ha llevado a cabo mediante la comparación de los resultados obtenidos en las simulaciones con los cálculos y datos experimentales, analizando parámetros clave como la distribución espacial de la dosis y curvas de dosis en profundidad medidas en un fantoma de agua. De este modo, se busca garantizar que el modelo generado en FLUKA pueda ser empleado en estudios de dosimetría con alta fiabilidad y precisión, proporcionando una potente herramienta en el campo de la detección de radiación. En la FIGURA 2 mostramos la distribución de dosis por partícula primaria (electrón) en fotones de 15 MV, a partir de la cual se han obtenido las estimaciones y tasas de dosis con las que se ha comprobado la adecuación de los resultados de las simulaciones con los cálculos efectuados.



Dado que este trabajo se enmarca en el desarrollo de un sistema dosimétrico basado en dosímetros de termoluminiscencia impulsado por el Servicio de Protección Radiológica del Centro de Láseres Pulsados, la caracterización del haz de fotones mediante simulaciones Monte Carlo, en este contexto, permite optimizar la precisión del sistema dosimétrico, así como mejorar la comprensión de la distribución de dosis generada. Con ello, garantizamos que el modelo generado por FLUKA sea empleado en estudios de dosimetría con alta fiabilidad y precisión.

MONITOREO DE CAMPOS NEUTRÓNICOS EN EL ACELERADOR TRUEBEAM DEL COMPLEJO ASISTENCIAL DE ZAMORA CON EL ESPECTRÓMETRO DIAMON

Sáez Beltrán, F. (1); Álvarez Pastor, J. M. (2); Cives Fernández, A. M. (2); Benito Bejarano, M. Á. (1); Gil San Millán, E. (2); Gómez Enríquez, F. (1); García Del Dedo, L. (2)

(1) Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL), Zamora (ES); (2) Centro de Láseres Pulsados (CLPU), Salamanca (ES)

INTRODUCCIÓN

Los aceleradores lineales (LINACs) usados en radioterapia con haces de fotones de alta energía (≥8 MV) generan radiación neutrónica, principalmente por producción de fotoneutrones, que se dan cuando los fotones interaccionan con materiales de alto número atómico en el cabezal del acelerador, como el blanco de tungsteno, el colimador primario y el filtro aplanador. Aunque existen numerosos estudios sobre la contribución de estos neutrones a la dosis absorbida recibida por los pacientes y el personal, los avances en espectrometría neutrónica han abierto nuevas oportunidades para mejorar el conocimiento en este ámbito.

Históricamente, la caracterización de campos neutrónicos en entornos clínicos estaba limitada por la disponibilidad de instrumentos adecuados. Los detectores tradicionales como las esferas de Bonner y los contadores de ^{3}He presentan desafíos en términos de resolución espectral, tiempos de adquisición prolongados y necesidad de personal altamente especializado. Los avances recientes en detección han traído el desarrollo de espectrómetros de neutrones comerciales, que operan en tiempo real sin requerir de un nivel experto en espectrometría neutrónica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha usado el espectrómetro de neutrones **DIAMON** (Raylab S.R.L) para caracterizar y monitorizar los neutrones generados en un acelerador TrueBeam (Varian Medical Systems). El DIAMON (**D**irection-aware **I**sotropic and **A**ctive **MON**itor) es un dispositivo comercial diseñado para operar en tiempo real y sin necesitar personal especializado, caracterizado por una alta resolución energética, adquisición automatizada de datos y capacidad de procesar información de manera directa, permitiendo obtener espectros de neutrones rápida y eficientemente.

Las medidas se realizaron en el Búnker del TrueBeam ubicado en el Complejo Asistencial de Zamora (**Figura 1**).



FIGURA 1. Disposición del detector DIAMON en uno de los puntos de medida del Búnker.

El DIAMON fue colocado en varios puntos del búnker de tratamiento para evaluar la fluencia de neutrones, para diferentes energías y configuraciones de haces de fotones a 6 MV (para estimar la contribución del campo de fotones), 10, 10 FFF (sin filtro aplanador) y 15 MV.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Con los datos obtenidos, se determinó la variabilidad de los campos neutrónicos en las distintas zonas de la sala, haciendo uso de la capacidad de obtener espectros en tiempo real. Estas medidas fueron comparadas con los métodos tradicionales de caracterización y estimación de dosis efectiva por neutrones. Los resultados confirman que el uso de haces sin filtro reduce la producción de fotoneutrones **(FIGURA 2)**. Además, se ha determinado la variación de la fluencia neutrónica con la energía de los fotones, lo que permitiría optimizar la protección radiológica.

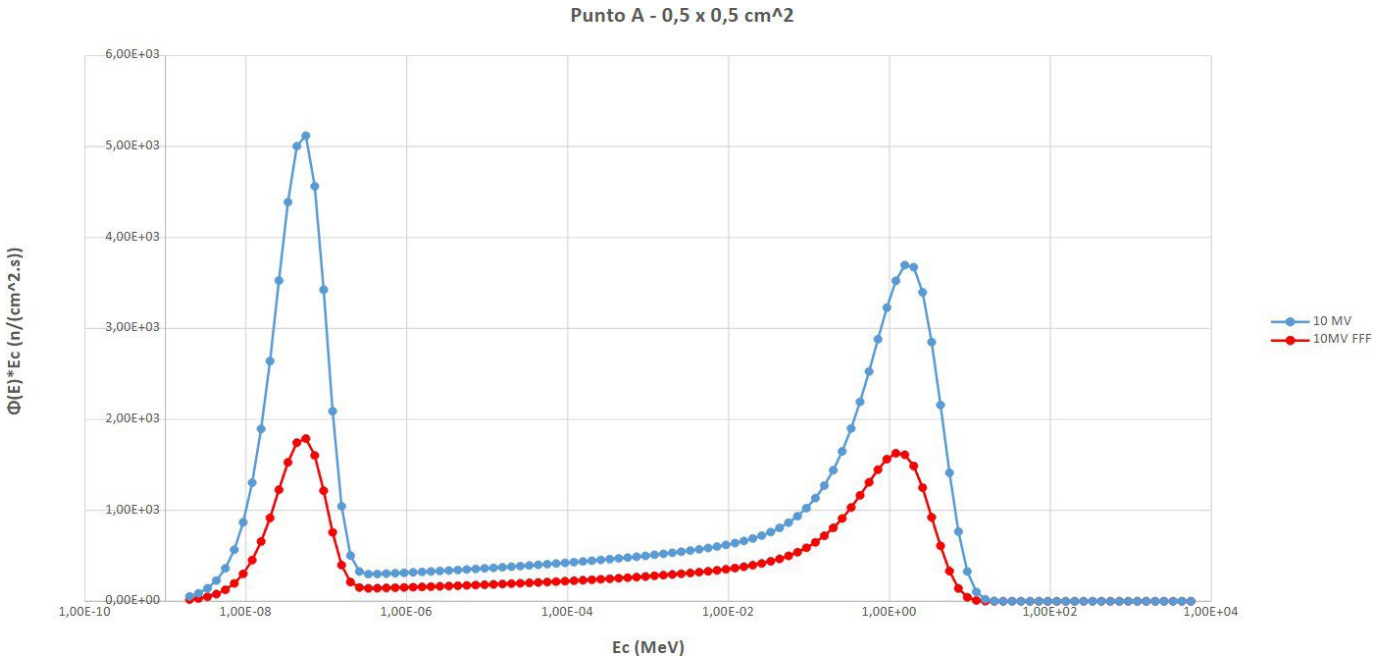


FIGURA 2. Espectro de fluencia de neutrones para un campo de 0.5x0.5 cm².

CONCLUSIONES

La evolución en espectrometría neutrónica mejora la caracterización de los campos neutrónicos en aceleradores clínicos, permitiendo ampliar la cantidad y calidad de los estudios realizados hasta la fecha, y haciendo posible la realización de mediciones más detalladas y accesibles, consiguiendo una comprensión más profunda del comportamiento de los neutrones secundarios en radioterapia. Este conocimiento mejorado es esencial para seguir optimizando la seguridad radiológica y el diseño de blindajes en las instalaciones de radioterapia.

EVALUACIÓN DE MONITORES PASIVOS DE NEUTRONES BASADOS EN TLDS CON APLICACIÓN EN CENTROS DE TERAPIA DE PROTONES E INSTALACIONES DE INVESTIGACIÓN CON ACELERADORES

García Fernández, G. F. (1); Santana Leitner, M. (2); Vega-Carrillo, H. R. (3); Gallego, E. (1); Rokni, S. (2)

(1) Universidad Politécnica de Madrid; (2) SLAC, Stanford Lineal Accelerator Center, Stanford University; (3) Universidad Autónoma de Zacatecas

ANTECEDENTES

En aceleradores médicos y de investigación donde los campos de neutrones dispersos son suficientemente grandes, como los producidos en centros de terapia de protones, es necesario verificar magnitudes operacionales, como la dosis equivalente ambiental, con el fin de asegurar la protección radiológica operacional de los trabajadores y del público. Aunque estas instalaciones suelen disponer de dispositivos activos, es muy recomendable, y en ocasiones obligatorio, respaldar la información con medidas confirmatorias fiables, siendo la monitorización pasiva una herramienta clave y crítica para evaluar la exposición a neutrones. Estos monitores pasivos podrían ayudar a verificar algunas asunciones utilizadas en el diseño de estudios de apantallamiento y activación, y deberían ser capaces de medir tanto neutrones de alta energía como campos de neutrones pulsados. El objetivo de este trabajo ha sido evaluar la respuesta de un monitor pasivo de área de neutrones que utiliza pares de dosímetros termoluminiscentes y es adecuado para fuentes de neutrones con un rango de energía desde térmica hasta cientos de MeV.

METODLOGÍA Y RESULTADOS

El estudio se llevó a cabo comparando los códigos de Monte Carlo MCNP, PHITS y FLUKA. Teniendo en cuenta la energía de los neutrones, de hasta cientos de MeV, se utilizaron y compararon varios modelos físicos y bibliotecas de datos nucleares, a saber, ENDF/B-VIII.1, JENDL-5, TENDL2023 y JEFF-4. El monitor pasivo se probará en varias instalaciones con aceleradores que producen

campos de neutrones, y los resultados obtenidos por los códigos se compararán con datos experimentales, incluidos los de otros medidores de neutrones activos convencionales.

CÁLCULO DE LOS COEFICIENTES DE ATENUACIÓN DE FOTONES EN LA APROXIMACIÓN MULTIGRUPO

Camacho De La Vega, G. (1); Marqués Fraguela, E. (1); Ropero Real, A. (1); Ferreiros Vázquez, N. (1); Rodríguez Cobo, C. (1); Uzquiza López, J. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

Este trabajo es un primer paso en el desarrollo de un algoritmo que resuelve de forma determinista la ecuación lineal de transporte de Boltzmann independiente del tiempo (LBTE) para una fuente de fotones de rayos-X en el rango de energías del radiodiagnóstico (1-150 KeV), con el fin de ser aplicado a la protección radiológica (cálculo de blindajes y dosis a pacientes) y a la calidad de imagen.

Los algoritmos que resuelven de forma determinista la LBTE requieren una discretización de las variables espaciales, angulares y de la energía. La aproximación más utilizada para discretizar la energía es la llamada “aproximación multigrupo”, en la que las magnitudes fundamentales del problema de transporte de fotones, el espectro de la fuente de rayos-X, la fluencia angular y los coeficientes de atenuación y dispersión, son promediadas sobre intervalos de energía, llamados grupos, con el fin de reducir los recursos computacionales necesarios para el cálculo.

El objetivo específico de este trabajo es el cálculo en Python de los coeficientes de atenuación de fotones en la aproximación multigrupo en aire y agua.

MATERIAL Y MÉTODOS

La LBTE en la aproximación multigrupo tiene la forma [1]:

$$[/widehat/Omega/cdot/overrightarrow/nabla+/mu_g(/overrightarrow r)]/phi_g(/overrightarrow r,/widehat/Omega)=/sum_{g'=1}^{G}/int/textup d/Omega'/sigma_{gg'}(/overrightarrow r,/widehat/Omega'/cdot/widehat/Omega)/phi_{g'}(/overrightarrow r,/widehat/Omega')+q_g^{ext}(/overrightarrow r,/widehat/Omega)$$

donde $/inline/phi_g(/overrightarrow r,/widehat/Omega)$ es la fluencia angular en la aproximación multigrupo, es decir, el número de fotones en un elemento diferencial de volumen en torno a la posición $/inline/overrightarrow r$ viajando en la dirección $/inline/widehat/Omega$ con energías $/inline E_g/in[E_{g+1/2},E_{g-1/2}]$, donde *g* es el índice del grupo, siendo *g*=1 el grupo mayor de energía. $/inline/mu_g(/overrightarrow r)$ y $/inline/sigma_{gg'}(/overrightarrow r,/widehat/Omega'/cdot/widehat/Omega)$ son, respectivamente, los coeficientes de atenuación y de dispersión en la aproximación multigrupo. $/inline q_g^{ext}(/overrightarrow r,/widehat/Omega)$ es el término correspondiente a la fuente de rayos-X. Las variables con prima (') se refieren al fotón entrante y las variables sin primar al fotón saliente.

$$/phi_g(/overrightarrow r,/widehat/Omega)=/int_g dE/,/phi(/overrightarrow r,/widehat/Omega,E)=/int_{E_g}^{E_{g-1}}dE/,/phi(/overrightarrow r,/widehat/Omega,E)$$

$$/mu_r(/overrightarrow r)=/int_g dE/,/mu(/overrightarrow r,E)f(E)$$

$$/sigma_{gg'}(/overrightarrow r,/widehat/Omega'/cdot/widehat/Omega)=/int_g dE/int_{g'}dE'/,/sigma(/overrightarrow r,E'/rightarrow E,/widehat/Omega'/cdot/widehat/Omega)f(E')$$

donde hemos supuesto la separabilidad de la energía en la fluencia angular:

$$/phi(/overrightarrow r,/widehat/Omega,E)/approx f(E)/,/phi(/overrightarrow r,/widehat/Omega)$$

f(E) es una función de la energía que hemos escogido que sea el espectro del tubo de rayos-X, obtenido de la librería SpekPy [2] o de Aichinger [4]. Los coeficientes de atenuación del elemento *i* en el intervalo *j* de energía dentro de un grupo,

$$/inline/mu_{ij}(/overrightarrowr_i, E_j) = /tau_{ij}(/overrightarrowr_i, E_j) + /sigma_{ij}(/overrightarrowr_i, E_j)$$

son aproximados analíticamente por las siguientes expresiones obtenidas de la referencia [3] de los coeficientes de absorción (fotoeléctrico), $/tau_{ij}$, y dispersión (Thomson-Compton), $/sigma_{ij}$:

$$/tau_{ij}/left[/fraccm^2g/right] = /fracA_{ij1}E_j[keV] + /fracA_{ij2}E_j[keV]^2 + /fracA_{ij3}E_j[keV]^3 + /fracA_{ij4}E_j[keV]^4$$

$$/sigma_{ij}/left[/fraccm^2g/right] = L/left(/fracZA/right)_i/left(/frac1 + 1.148X_j + 0.06141X_j^21 + 3.171X_j + 0.9328X_j^2 + 0.02572X_j^3/right)$$

donde $/inlineA_{ij}$ son coeficientes de ajuste, $L = (8/3)/pir_e^2N_A = 0.40061/, cm^2/mol$, $/inline/left(/fracZA/right)_i$ es el cociente entre el número atómico y el másico del elemento *i* y $/inlineX_j = /fracE_j[keV]511.004$. Para calcular los coeficientes de atenuación de los materiales $(/widetilde/mu_j)_c$ se emplea la siguiente expresión:

$$(/widetilde/mu_j)_c = /sum_{i=1}^N f_i/mu_{ij} + /sum_{i=1}^N f_i/sigma_{ij}$$

donde $/inlinef_i$ es la fracción en masa del elemento *i* en el compuesto *c*.

RESULTADOS

Grupo *i*	Energías (keV)	$\mu_{ij}(cm^{-1})$ del elemento *j*				
		Hidrógeno	Oxígeno	Nitrógeno	Agua	Aire
1	150 – 125	$2.557 \cdot 10^{-2}$	$2.065 \cdot 10^{-1}$	$1.798 \cdot 10^{-1}$	$1.599 \cdot 10^{-1}$	$1.728 \cdot 10^{-4}$
2	125 – 100	$2.622 \cdot 10^{-2}$	$2.132 \cdot 10^{-1}$	$1.852 \cdot 10^{-1}$	$1.649 \cdot 10^{-1}$	$1.780 \cdot 10^{-4}$
3	100 – 75	$2.767 \cdot 10^{-2}$	$2.292 \cdot 10^{-1}$	$1.976 \cdot 10^{-1}$	$1.766 \cdot 10^{-1}$	$1.903 \cdot 10^{-4}$
4	75 – 50	$2.956 \cdot 10^{-2}$	$2.611 \cdot 10^{-1}$	$2.197 \cdot 10^{-1}$	$1.988 \cdot 10^{-1}$	$2.127 \cdot 10^{-4}$
5	50 – 25	$3.084 \cdot 10^{-2}$	$3.720 \cdot 10^{-1}$	$2.823 \cdot 10^{-1}$	$2.693 \cdot 10^{-1}$	$2.801 \cdot 10^{-4}$
6	25 – 0	$2.814 \cdot 10^{-2}$	$7.834 \cdot 10^{-1}$	$4.975 \cdot 10^{-1}$	$5.217 \cdot 10^{-1}$	$5.172 \cdot 10^{-4}$

TABLA 1. Se recogen los coeficiente de atenuación másicos para 6 grupos de energía de los elementos H, N y O, y los compuestos aire y agua.

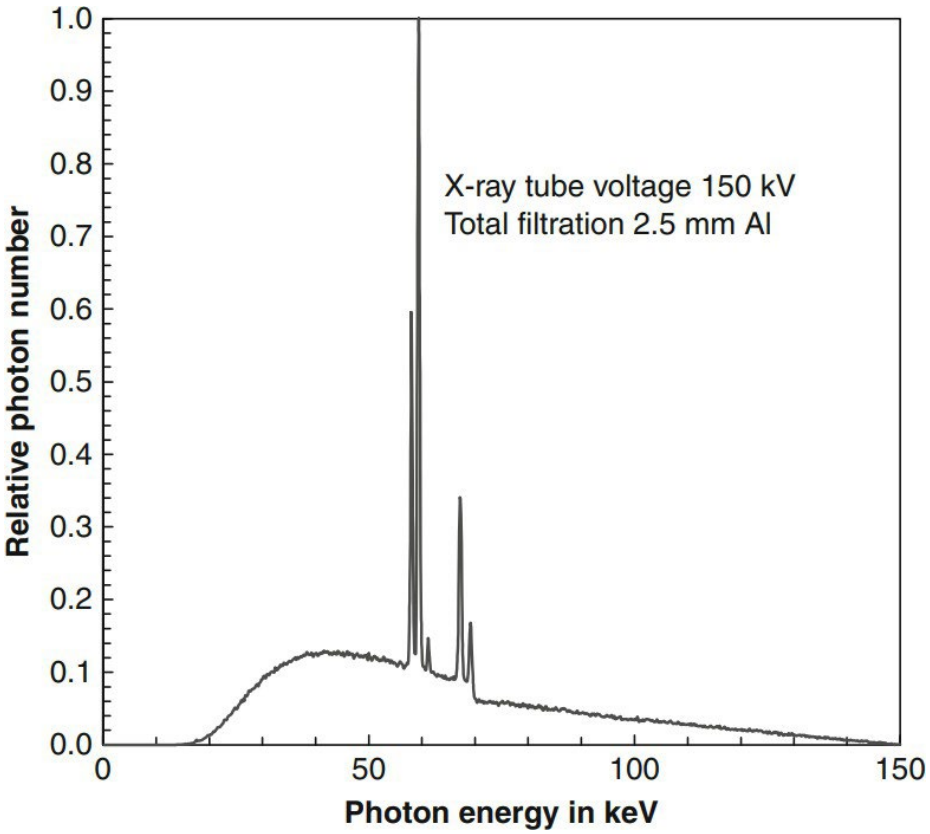


FIGURA 1. Se muestra el espectro de rayos-X obtenido del libro de Horst Aichinger [4].

CONCLUSIONES

Se han calculado los coeficientes de atenuación de fotones en la aproximación multigrupo en aire y agua con la única aproximación de sólo considerar para la dispersión una aproximación analítica a la fórmula teórica de Klein-Nishina por debajo de 10 MeV y despreciar los factores de forma atómicos y las funciones de dispersión incoherente.

ESTIMACIÓN DE LA CONSTANTE DE TASA DE EQUIVALENTE DE DOSIS AMBIENTAL H*(10) MEDIANTE MÉTODOS DE MONTE CARLO

Saborido Moral, J. D. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

OBJETIVOS

Las magnitudes operacionales como el equivalente de dosis ambiental se utilizan para poder estimar de manera razonablemente conservadora las magnitudes limitadoras de dosis de los trabajadores profesionalmente expuestos, por lo que su precisa estimación es crucial para los estudios de seguridad de implantación de nuevos procedimientos y técnicas. La fijación de nuevos límites de dosis, así como el creciente uso de nuevos isótopos, implica la necesidad de realizar cálculos dosimétricos para los cuales no se cuenta con la información necesaria. Debido a todo esto, el objetivo de nuestro proyecto es la determinación de la constante de tasa de equivalente de dosis ambiental para múltiples isótopos de interés en los tratamientos de Medicina Nuclear mediante el uso de simulaciones basadas en técnicas Monte Carlo.

MATERIAL Y MÉTODO

La ejecución de las simulaciones se realiza en el programa PenEasy, programa que funciona sobre el software Penelope, especialmente dedicado a las simulaciones Monte Carlo en el ámbito de la física médica. Se simula una esfera de material ICRU, con un diámetro igual a 30 cm. Se posiciona una fuente puntual situada a 1 metro de distancia de la esfera. Se mide la energía depositada a una

profundidad de 10 mm en la misma. A partir de esos datos y junto a un script creado en Matlab, se calcula la constante de tasa de equivalente de dosis ambiental.

RESULTADO

Se consigue calcula las constantes de tasa de equivalente de dosis ambiental para diferentes isótopos utilizados habitualmente en los servicios de Medicina Nuclear. Los resultados obtenidos se comparan con los publicados actualmente en la bibliografía, obteniéndose resultados equivalentes.

DISCUSIÓN

La rápida incorporación de nuevos isótopos tanto para tratamiento como diagnóstico en Medicina Nuclear requiere que la información necesaria para los cálculos dosimétricos en Protección Radiológica se pueda obtener de manera rápida y fiable. Este estudio demuestra que las simulaciones Monte Carlo proporcionan una técnica equivalente a otros métodos de estimación de constante de tasa de equivalente de dosis ambiental.

CONCLUSIONES

Las simulaciones Monte Carlo son un método eficaz en la estimación de la constante de tasa de equivalente de dosis ambiental en el ámbito de los isótopos utilizados habitualmente en los servicios de Medicina Nuclear. Los resultados demuestran ser equivalentes a aquellos obtenidos mediante métodos analíticos.

ESTIMACIÓN DE LA CONSTANTE DE TASA DE EQUIVALENTE DE DOSIS DIRECCIONAL EN CRISTALINO H'(3, Ω) MEDIANTE TÉCNICAS DE MONTE CARLO

Saborido Moral, J. D. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Rodríguez Herrero, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

OBJETIVOS

La dosimetría de cristalino del Centro Nacional de Dosimetría fue aprobada como dosimetría oficial por el Consejo de Seguridad Nuclear en mayo de 2024. Teniendo en cuenta que la dosis equivalente en cristalino es una de las magnitudes limitadoras para trabajadores expuestos, se requiere de métodos fiable para poder realizar su correcta estimación. Sin embargo, en la bibliografía la información sobre constantes de tasa de equivalente de dosis direccional en cristalino es limitada. Debido a todo lo anteriormente expuesto, el objetivo de este trabajo es mediante el empleo de simulaciones de Monte Carlo la estimación de la constante de tasa de equivalente de dosis direccional en cristalino. Se estudia para los principales isótopos empleados en la práctica clínica de Medicina Nuclear, tanto en diagnóstico como en tratamiento.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se implementó un enfoque computacional utilizando el programa PenEasy, basado en el software de Monte Carlo Penelope, para simular la deposición de energía en una esfera ICRU. Los datos resultantes se procesaron mediante un script de Matlab para calcular las constantes de tasa de equivalente de dosis direccional en cristalino. Se analizaron los principales isótopos utilizados en medicina nuclear, tanto en diagnóstico como en tratamiento.

RESULTADOS

Se obtuvieron distribuciones angulares de las constantes de tasa de equivalente de dosis en cristalino para diversos isótopos de interés clínico. Los resultados fueron validados mediante la comparación con estudios previos, demostrando una concordancia significativa. Se proporcionan datos específicos para cada isótopo estudiado, lo que permite una evaluación más precisa de la dosis en cristalino en diferentes escenarios clínicos.

DISCUSIÓN

Este estudio demuestra la eficacia de las técnicas de Monte Carlo para la estimación de constantes de tasa de exposición direccional en cristalino para una variedad de radionúclidos. Los resultados obtenidos son consistentes con investigaciones previas que emplearon metodologías distintas a Monte Carlo, lo que valida la precisión del enfoque computacional adoptado.

Esta metodología proporciona información esencial para la dosimetría del cristalino en medicina nuclear, contribuyendo a la optimización de protocolos de protección radiológica y garantizando la seguridad de los profesionales expuestos.

CONCLUSIÓN

Este estudio proporciona datos valiosos para la dosimetría del cristalino en medicina nuclear, lo que se traduce en una mejora de la protección radiológica y la seguridad de los trabajadores. La metodología empleada, basada en técnicas de Monte Carlo, ha demostrado ser precisa y confiable para la estimación de constantes de tasa de exposición direccional en cristalino.

METODOLOGÍA PARA LA CALIBRACIÓN ENERGÉTICA DE UN ANALIZADOR MULTICANAL CANBERRA OSPREY EMPLEANDO UNA FUENTE DE EU-152

Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

OBJETIVOS

Nuestra instalación radiactiva posee la autorización para el manejo de una extensa variedad de radioisótopos, entre los que se incluyen C-14, F-18, P-32, Ga-68, Tc-99m, I-123, I-125, I-131, Sm-153 y Ho-166. En ocasiones, la vigilancia radiológica tanto superficial como aérea puede requerir la identificación del radioisótopo contaminante, lo cual precisa del análisis del espectro de emisión característico. Con este fin, llevamos a cabo la calibración energética de nuestro analizador multicanal Canberra Osprey utilizando una fuente de Eu-152. Este isótopo presenta 11 picos de emisión claramente diferenciados que cubren un rango energético de 121,8 a 1407,9 keV, lo que permite el ajuste para un amplio espectro de interés de múltiples isótopos. A continuación, se detalla el procedimiento empleado, así como ciertos aspectos fundamentales que deben considerarse durante el proceso.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha empleado un filtro de aire de cartucho con carbón activo SAIC-0750-18 impregnado con Eu-152, un isótopo con un periodo de semidesintegración de 13,33 años y calibrado por el Ciemat. Para la lectura del equipo multicanal Canberra Osprey, equipado con un detector de NaI(Tl) modelo 76B76/3M, se utilizó el software Genie-2000 de Canberra. Este software facilita la asignación de la energía correspondiente del espectro de Eu-152 a los canales de energía de los diversos fotopicos.

RESULTADOS

La calibración se realizó de manera satisfactoria, verificándose la correcta detección de F-18, Cs-137, Lu-177, I-131 y Tc-99m. No obstante, el proceso presenta algunas dificultades importantes que deben tenerse en cuenta:

- Los picos de baja energía, en condiciones de tiempo de adquisición insuficiente, pueden confundirse con picos característicos del plomo, del cobre o del material de blindaje empleado.
- A pesar de que el proceso de calibración se basa en un ajuste lineal, la respuesta del equipo puede no serlo en todo el rango de energía. Por lo tanto, si los fotopicos de los radioisótopos en estudio se encuentran dentro de un rango conocido, es preferible calibrar los fotopicos del Eu-152 de ese rango específico en lugar de calibrar aquellos que se encuentran fuera del mismo. Esto se debe a que la calibración final será un ajuste lineal que promedia las desviaciones de todo el rango de energías calibrado, lo que presumiblemente resultará en una pérdida de precisión en el rango deseado.
- La identificación de fotopicos puede verse dificultada por la presencia de picos suma, tanto en la fuente de calibración como en las fuentes de medición. Estos picos, detectados como únicos, son en realidad el resultado de la detección simultánea de dos emisiones distintas.

CONCLUSIONES

En resumen, la calibración del analizador multicanal Canberra Osprey con una fuente de Eu-152 constituye un procedimiento eficaz para la identificación de radioisótopos en el ámbito de la medicina nuclear. Sin embargo, es imprescindible considerar cuidadosamente ciertos aspectos críticos, como la posible confusión de picos de baja energía, la no linealidad de la respuesta del equipo y la presencia de picos suma.

CALIBRACIÓN Y VERIFICACIÓN DE UN ANALIZADOR MULTICANAL PARA LA MEDICIÓN DE BAJAS CONCENTRACIONES DE LU-177 EN MUESTRAS BIOLÓGICAS

Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Expósito, Á. (1); Saborido Moral, J. D. (1); Buades Forner, M. J. (1)
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

OBJETIVOS

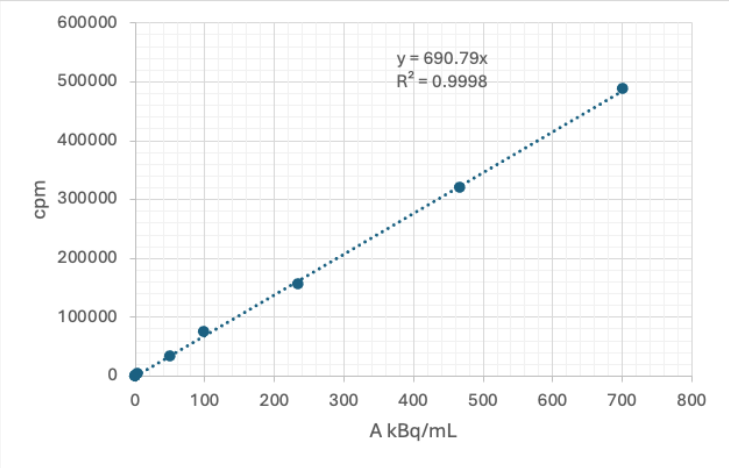
La dosimetría precisa en pacientes tratados con Lu-DOTA-TATE y Lu-PSMA-617 requiere mediciones de la actividad eliminada en orina y la actividad acumulada en sangre para estimar las dosis absorbidas en médula roja. Las bajas concentraciones de actividad (~10-2000 kBq/mL) impiden su medición con un activímetro, haciendo necesarios equipos de centelleo. En este trabajo, calibramos el detector de NaI(Tl) del equipo Canberra Osprey para la medición de fuentes de baja actividad de Lu-177.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se estimó inicialmente la eficiencia geométrica a partir de la geometría circular del detector y la distancia a la fuente. Se realizaron 10 diluciones combinando una solución de 700 kBq/mL con agua destilada para obtener concentraciones de 0-0,1-0,5-1-5-50-100-233,3-466,6-700 kBq/mL. De cada concentración, se utilizaron 3 muestras de 1 mL, midiendo los conteos por minuto corregidos por el fondo. Para la calibración, se utilizó la ventana energética abierta del detector y mediciones de 2 minutos por muestra. Finalmente, se verificó la calibración estimando la concentración de 5 fuentes independientes con actividades dentro del rango de calibración.

RESULTADOS

Se obtuvo una eficiencia geométrica del 6,3%. Para la configuración utilizada, se determinó un factor de calibración de 690,8 cpm·mL/kBq con un R2 de 0,9998. Las desviaciones obtenidas para las 5 fuentes de verificación fueron inferiores al 1%.



CONCLUSIONES

En resumen, se logró calibrar el equipo Canberra Osprey para la medición de bajas concentraciones de Lu-177 en muestras biológicas con alta precisión y confiabilidad. La metodología empleada, basada en diluciones seriadas y la posterior verificación con fuentes independientes, demostró ser efectiva para este propósitoespetando de forma precisa la geometría de calibración (incluyendo la de la fuente y su disposición respecto al detector).

ESTUDIO MONTE CARLO DE VIABILIDAD DE DETECTORES DE NEUTRONES BASADOS EN CARBONO Y CARBURO DE BORO

Moraleda Chaves, M. (1); Gómez Ros, J. M. (1)
(1) CIEMAT

INTRODUCCIÓN

La detección de neutrones ocurre tras la interacción con elementos con alta sección eficaz de captura neutrónica y que generan partículas cargadas que depositan su energía en el detector. Este trabajo se centra en la simulación de las reacciones de interacción que tienen lugar en dispositivos de carbono y carburo de boro y forma parte del proyecto NDOSCOR (PID2021-128346NB-C21, MICINN, cofinanciado con FEDER.

SIMULACIONES

Se ha utilizado el código PHITS3.270 para simular el espectro de pulsos registrado en el detector.

Cuando el BC actúa como conversor de neutrones para producir partículas cargadas que se detectaran en el semiconductor, la forma del espectro muestra picos correspondientes a las partículas creadas en 1,48 y 0,84 MeV.

Cuando el BC forma parte del diodo, el espectro de pulsos es diferente. La creación de partículas y la detección ocurren en la misma región dando lugar a picos suma. La respuesta del detector (cuentas por unidad de fluencia) es mayor que en el de conversor + diodo.

Con neutrones rápidos la reacción más importante es: 12C(n,a)9Be y además hay varios canales de desintegración que dan lugar a 3 alfas. Estas reacciones producen una ionización en el volumen activo ya que las partículas resultantes son simultáneamente detectadas y suponen un pico cuya posición dependerá de la energía incidente (Epico = En – Qvalue). El espectro resultante no interfiere con el obtenido para térmicos donde la sección eficaz es mayor. Aunque estos picos pueden verse en el espectro, no son muy intensos puesto que el contenido en carbono es solo el 20 %. Además aparecen otros picos debidos a las reacciones de interacción con el Si como: 28Si(n,a)25Mg y 28Si(n,p)28Al.

Para la detección de neutrones rápidos se ha simulado un detector de carbono (diamante). En el espectro de pulsos se pueden distinguir claramente los picos resultantes de las reacciones 12C (n,a) 9Be y 12C (n,a) 9Be*. Las reacciones de scattering elástico e inelástico en el carbono dan lugar al continuo de energías en los iones de retroceso. Aunque el espectro total de pulsos permite calcular una respuesta del detector, se puede sacar más información de los picos de las reacciones de captura neutrónica puesto que indican la energía de los neutrones que los ha originado.

CONCLUSIONES

Este trabajo muestra un estudio de simulación del espectro de pulsos en un detector de neutrones basado en BC para neutrones térmicos y C para rápidos.

Al actuar como parte del semiconductor la señal registrada es mayor que si el BC es un simple conversor. Los picos suma son claramente distinguibles, especialmente al aumentar su espesor. La forma del espectro no interfiere con la registrada en caso de presencia de neutrones rápidos o fotones. Aun teniendo carbono presente, su composición no es suficiente para detectar neutrones rápidos. Para ello es más conveniente el detector de carbono que registra espectros de pulsos con picos bien definidos en energías que dependen de la de los neutrones incidentes.

MODELADO MONTE CARLO DE ACELERADOR LIAC HWL PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Ayala Lázaro, R. (1); Soza Marañón, Á. (2); García Hernández, M. J. (2); García Marcos, R. (2); Udías Moinelo, J. M. (3); Ibáñez García, P. (3)
(1) S° de Dosimetría y Radioprotección. H.G:U. Gregorio Marañón; Grupo de Física Nuclear e IPARCOS, Departmento de Estructura de la Materia, Física Térmica y Electrónica. Universidad Complutense de Madrid.; (2) S° de Dosimetría y Radioprotección. H.G:U. Gregorio Marañón; (3) Grupo de Física Nuclear e IPARCOS, Departmento de Estructura de la Materia, Física Térmica y Electrónica. Universidad Complutense de Madrid. Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital Clínico San Carlos, Madrid

INTRODUCCIÓN

La radioterapia intraoperatoria con electrones (IOERT) requiere una administración precisa de la dosis prescrita al tumor o lecho tumoral, para ello se utilizan aceleradores móviles dedicados y aplicadores intercambiables.

Aunque la planificación y la puesta en marcha suelen basarse en mediciones en agua, las simulaciones Monte Carlo (MC) proporcionan información detallada sobre la distribución de dosis y las características del haz, además de ayudar en la evaluación clínica del tratamiento. Sin embargo, la falta de detalles sobre los componentes internos del acelerador Liac HWL, debido a políticas de confidencialidad del fabricante, limita su modelado detallado.

MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos desarrollado un modelo MC del acelerador móvil Liac HWL utilizando penEasy, basado en el código PENELOPE, con una geometría hipotética para la cabeza del equipo (Fig. 1). Se han optimizado los valores del diámetro interno de la cabeza, el espesor de la lámina dispersora y el espesor de la ventana de salida, minimizando las diferencias con los datos experimentales de un conjunto reducido de combinaciones aplicador/energía.

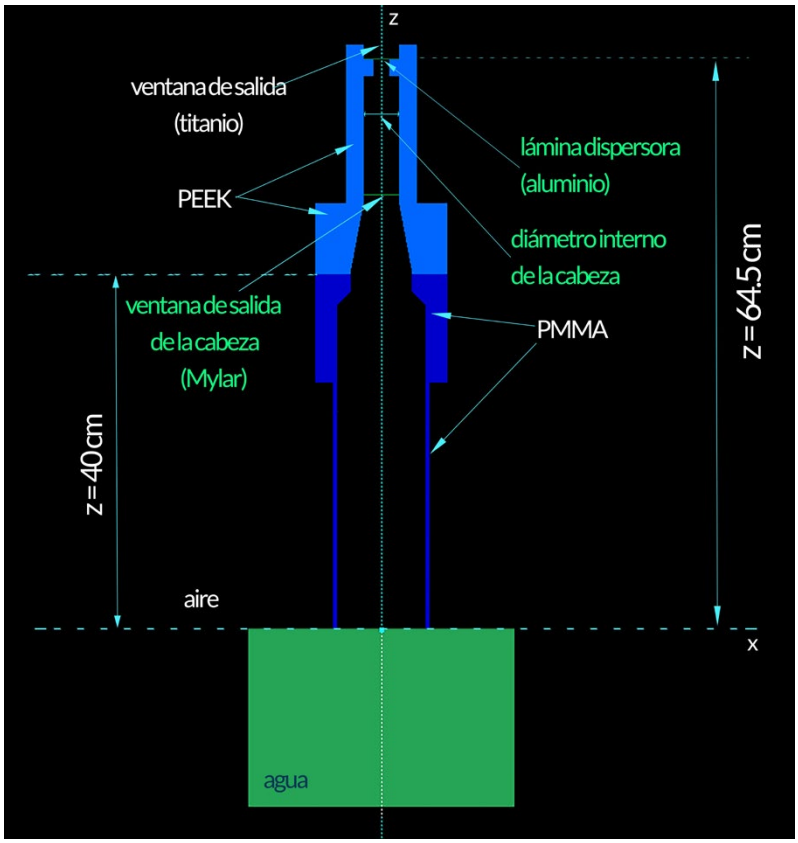


Fig. 1 Esquema de la geometría modelada del acelerador Liac HWL.

La validación del modelo se llevó a cabo comparando factores de salida, porcentajes de dosis en profundidad (PDD) y relaciones fuera del eje (OAR), calculados y medidos experimentalmente, para todos los tamaños de aplicadores, ángulos de bisel y energías. Además, generamos archivos de espacio de fase (PSF) en formato IAEA PHSP para energías de 6, 8, 10 y 12 MeV, considerando todos los diámetros de aplicador.

RESULTADOS

El modelo muestra una buena concordancia con las mediciones, con factores de salida dentro de un 1,7% de diferencia para aplicadores no biselados (Fig. 2) y una diferencia máxima de 2.5% para el resto. Los PDDs y OARs cumplen los criterios del análisis gamma (2% de diferencia en dosis y 1 mm en distancia) en la mayoría de los casos, con excepciones en aplicadores de pequeño diámetro a profundidades superficiales y bajas energías. Los PSFs se han hecho públicos en un repositorio en Zenodo (http://dx.doi.org/10.5281/zenodo.14029134) .

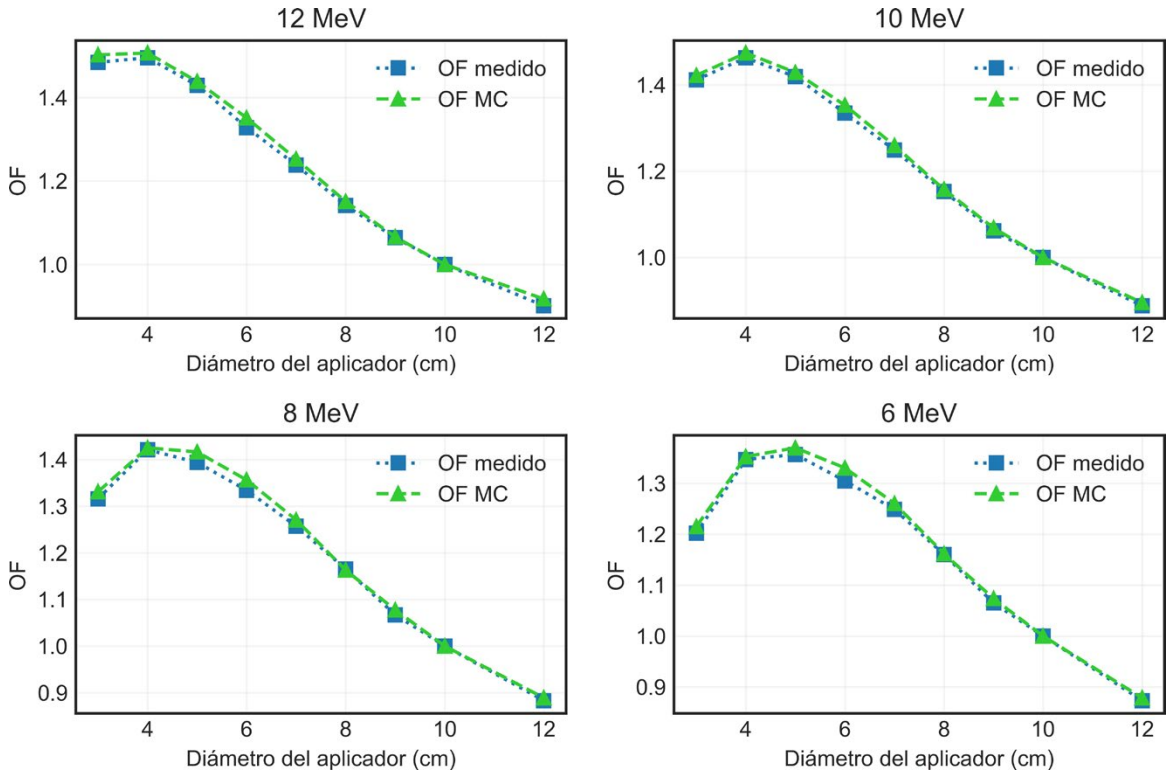


FIG. 2 Comparación de factores de salida (OF) determinados experimentalmente y calculados por Monte Carlo para aplicadores no biselados.

CONCLUSIONES

A pesar de emplear una geometría hipotética, el modelo proporciona datos dosimétricos precisos y orientación práctica para la puesta en marcha y planificación del tratamiento en IOERT. Además, el libre acceso a los archivos PSF de la simulación pretende apoyar el estudio de los haces de IOERT.

ANÁLISIS DEL TEST DE WINSTON-LUTZ PARA BLANCOS MÚLTIPLES FUERA DE ISOCENTRO

Bermúdez Luna, R. (1); Martínez Barrio, D. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); Gañán Mora, A. (1); Martorell Ruiz, M. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

La radiocirugía estereotáxica (SRS) para el tratamiento de metástasis cerebrales mejora la respuesta frente a la radioterapia holocraneal tradicional.

En pacientes con más de una metástasis es interesante estudiar si pueden tratarse todas ellas con un único plan de tratamiento e isocentro único. Esto aporta múltiples ventajas, pero al quedar el isocentro en el centro de la distribución de lesiones a tratar, el tratamiento es más sensible a errores rotacionales de brazo, colimador o mesa, que afectarán más a los volúmenes más alejados del isocentro. Es necesario asegurar que todas las lesiones serán tratadas con la misma exactitud que si se tratase de una lesión única centrada en isocentro. Para ello es necesario estudiar la respuesta de nuestro acelerador ante la prueba de Winston-Lutz (WL) para blancos tanto en eje como fuera de eje: prueba de Winston-Lutz para multi-metástasis (WL-MM).

Los objetivos de este trabajo han sido estudiar la desviación centro campo – centro blanco que se puede alcanzar con nuestro acelerador al realizar un test de WL-MM y caracterizar nuestro límite seguro de distancia entre el centro de una lesión y el isocentro para tratamientos SRS multi-metástasis.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los tratamientos SRS se imparten en nuestro centro con un acelerador TrueBeam TDS con colimador multilámina HD120.

Para la prueba de WL-MM se ha empleado el maniquí MultiMet-WL de Sun Nuclear y su software de análisis. Cuenta con un blanco en el isocentro y 5 blancos fuera de eje, dispuestos según se indica en la imagen.

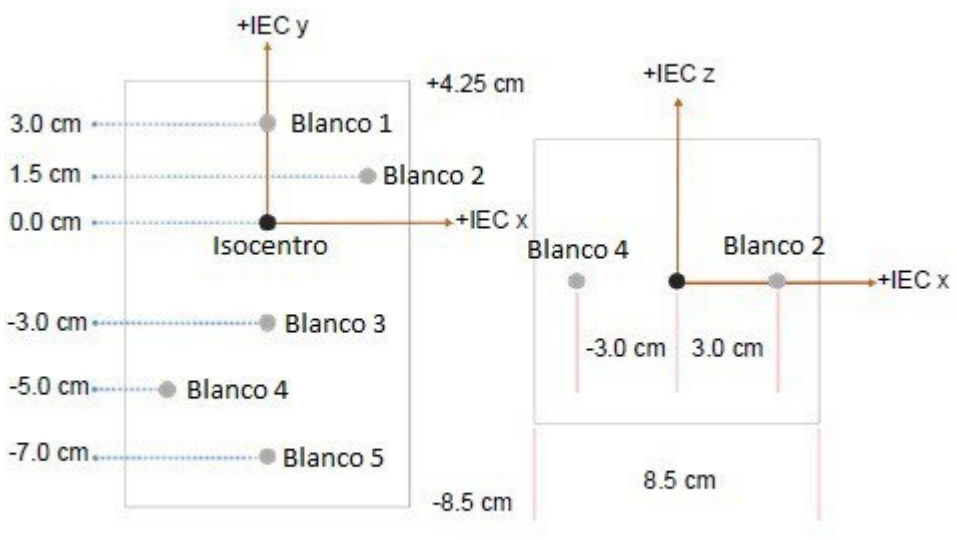


Imagen adaptada del documento *MultiMet-WL QA™ User Guide*

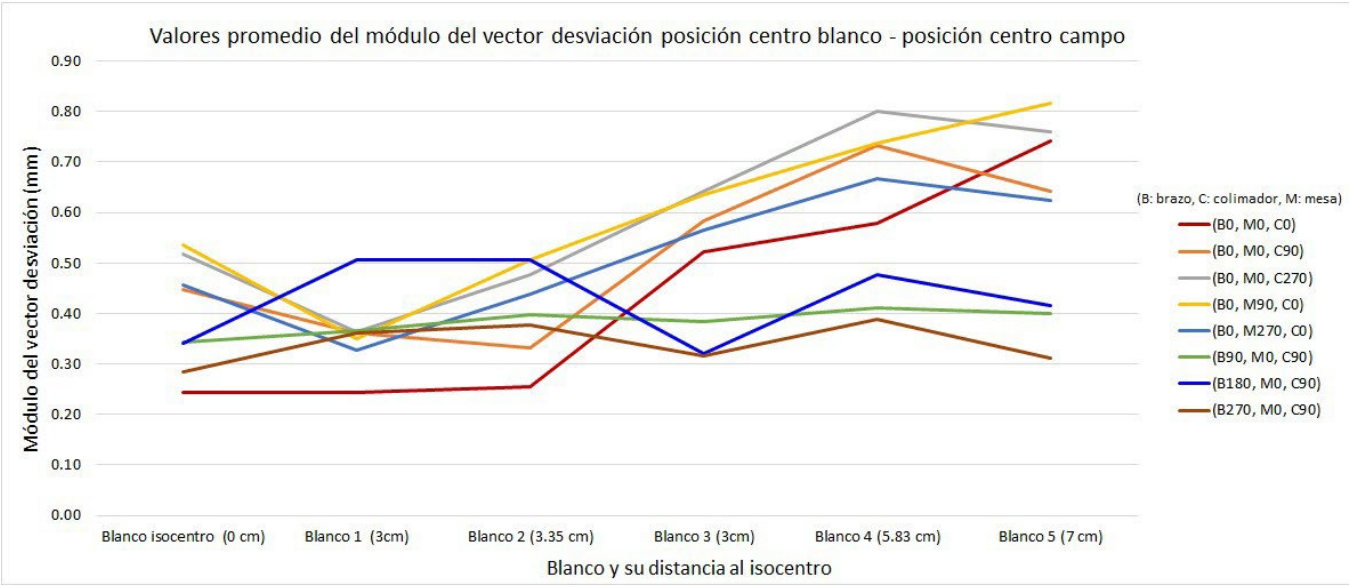
Tras centrado fino con CBCT y mesa 6D se disparan una serie de campos de 2cm x 2cm sobre cada blanco, incluyendo distintos ángulos de brazo, colimador y mesa, contemplando ángulos extremos/típicos en SRS.

Se han seguido las tolerancias ASTRO para el test WL tradicional: desviación promedio ≤0.75mm y desviación máxima ≤1mm.

RESULTADOS

Se han analizado 15 pruebas WL-MM. La tolerancia en desviación máxima se ha superado en 6 de ellas, siempre en los blancos 4 y 5. La desviación máxima registrada fue 1.52 mm (blanco 5). Los casos registrados con una desviación promedio superior a 0.75 mm correspondieron todos al blanco 5.

En la gráfica se muestran los valores promedio del módulo del vector desviación centro campo–centro blanco para cada blanco y tipo de campo.



CONCLUSIÓN

Los blancos donde queda más comprometida la exactitud en el posicionamiento con nuestro acelerador son aquellos a 7 cm y 5.8 cm del isocentro.

El test WL-MM nos permite establecer como distancia máxima segura y comprobable entre el centro de cada lesión y el isocentro los 3.35 cm (blanco 2).

En el futuro se modificarán los campos para estudiar si podemos ampliar este límite máximo a 4 ó 5 cm de forma comprobable mediante este test. También se correlacionarán los resultados con análisis gamma de las distribuciones de dosis en cada blanco.

DESARROLLO DE UN SOFTWARE DE GENERACIÓN DE MAPAS DE DOSIS EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA (PROTEUSONE) PARA SOBPS ARBITRARIOS

Abad Jiménez, S. (1); Mateus Dos Santos Salgado, C. A. (1); Saez Beltran, M. (2); Carnicer Cáceres, A. Y. (1)
(1) IDOM; (2) Hospital Universitario La Paz

En el marco del programa para la implantación de la protonterapia en el sistema público de salud español, conforme al acuerdo de la Fundación Amancio Ortega con el Gobierno de España y varias comunidades autónomas, se instalarán en los próximos años 10 equipos ProteusOne de Ion Beam Applications (IBA). Dicho fabricante ha desarrollado un modelo de transporte de la radiación con el código MCNP para dimensionar el blindaje del búnker conforme al límite legal de dosis anual. El modelo se basa en un número acotado de casos (tratamientos/irradiaciones o SOBPs) predefinidos (11), representativos de la práctica clínica. Aunque el modelo permite variar la proporción de estos 11 casos en la carga de trabajo anual de acuerdo con la previsión clínica de cada centro, este planteamiento no permite obtener las dosis para cualquier otro tipo de irradiación fuera de las 11 preestablecidas. Con el fin de ofrecer una solución más ajustada, personalizada y flexible, IDOM ha desarrollado un programa en Python que proporciona los mapas de dosis anual a partir de SOBPs arbitrarios y pesos anuales asociados definidos por el usuario. Dichos mapas de dosis se obtienen a partir de la suma ponderada de mapas de dosis de haces monoenergéticos de cada fuente de partículas secundarias previamente obtenidos con MCNP, que cubren todo el rango de energías del ProteusOne. Esta herramienta debe permitir una estimación de dosis más realista y adaptada a las necesidades de los Servicios de Protección Radiológica, y se validará y mejorará mediante medidas experimentales en la unidad de protonterapia de La Paz una vez esté la instalación en marcha.

ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN IFMIF-DONES: DESAFÍOS Y ESTRATEGIAS

Perez Sanchez, D. (1); Torregrosa, C. (1); Martin-Fuertes, F. (1); Villena Rivera, M. (1); Vazquez, M. (2); Ibarra, A. (1)
(1) IFMIF-DONES; (2) UGR-DONES

El acelerador IFMIF-DONES (International Fusion Materials Irradiation Facility – Demo Oriented Neutron Source) es una instalación clave en la investigación de materiales para reactores de fusión nuclear. Su objetivo principal es generar neutrones de alta energía mediante la interacción de un haz de deuterones de alta intensidad con un blanco de litio líquido, proporcionando un entorno de irradiación representativo de futuros reactores de fusión como DEMO. Esta configuración conlleva desafíos significativos en protección radiológica, gestión de residuos y seguridad ocupacional.

Uno de los principales retos es la intensa radiación generada, que incluye neutrones hasta los 50 MeV, rayos gamma y partículas cargadas secundarias. La interacción del haz con el blanco y la activación de materiales estructurales demanda el desarrollo de blindajes avanzados y la implementación de zonas de acceso prohibido y restringido, asegurando la minimización de dosis y el cumplimiento del principio ALARA (“As Low As Reasonably Achievable”).

La activación de materiales estructurales y componentes del acelerador genera residuos radiactivos, lo cual requiere estrategias efectivas para su minimización, almacenamiento temporal seguro y disposición final. La gestión de estos residuos debe considerar la selección de materiales de baja activación y la optimización de los tiempos de decaimiento para reducir la carga radiológica a largo plazo.

El sistema de monitorización radiológica de IFMIF-DONES está diseñado para proporcionar vigilancia en tiempo real de los niveles de radiación en áreas críticas. Este sistema incorpora detectores avanzados para neutrones de alta energía, rayos gamma y contaminación superficial que permiten una respuesta rápida ante cualquier desviación de los valores nominales y permiten

la seguridad operativa. Además, se implementarán protocolos estrictos para la detección y control de posibles liberaciones radiactivas al medio ambiente.

El personal de IFMIF-DONES debe contar con formación especializada en protección radiológica, manejo de materiales activados y acceso seguro a áreas con altos niveles de irradiación. La capacitación incluirá el uso de equipos de protección personal (EPP), procedimientos de trabajo en zonas controladas y la aplicación de estrategias de mitigación de exposición. La implementación de simulaciones y entrenamientos periódicos será fundamental para garantizar la seguridad en la operación.

Desde el punto de vista de impacto ambiental y protección del público, IFMIF-DONES debe minimizar cualquier impacto radiológico sobre la población y el ecosistema circundante. Para ello, ya desde la fase de diseño se integrarán barreras de contención efectivas (incluyendo control de la ventilación y de estanqueidades) y estrategias de monitorización continua que aseguren el cumplimiento de los límites establecidos por la normativa nacional con un buen margen.

En conclusión, la protección radiológica en IFMIF-DONES enfrenta retos únicos debido a la operación de un acelerador de partículas de alta intensidad en un entorno localizado de irradiación extrema. La combinación de diseños optimizados, estrategias de gestión de residuos, monitorización avanzada y formación especializada garantiza un entorno seguro para el personal, el medio ambiente y la comunidad.

DEMONIO DE MAXWELL COMO GENERADOR DE SEÑALES ALEATORIAS GAUSSIANAS PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS: CALIBRACIÓN DE TECNOLOGÍA FEDSA

Daza Rivera, G. F. (1)
(1) Laboratorio Central de Ciencias de Superficie (SURFLAB)–Ciencia de Materiales Biológicos y Semiconductores (CIMBIOS)

Las señales biomédicas son datos medibles que reflejan la actividad fisiológica del cuerpo humano. Diversas señales biomédicas poseen naturaleza aleatoria debido a la interacción de las partículas en medios celulares. Para tecnologías médicas que usan este tipo de señales, surgen desafíos relacionados con la adquisición directa de mediciones en pacientes. Para superar estas limitaciones, se han desarrollado alternativas para emular este tipo de señales. Freitas-Exposito han propuesto la implementación de un demonio de Maxwell (DM) utilizando tecnología CMOS, generando señales de voltaje aleatorias con distribución gaussiana, posibilitando su uso como generador de señales de este tipo. La tecnología FEDSA (Field Effect Detection by Spectral Analysis) es una modalidad emergente en el tamizaje del cáncer de mama, que se basa en el análisis de señales aleatorias de luz retro dispersada por el tejido mamario. Este estudio muestra la adaptación de un DM como generador de señales para calibrar la tecnología FEDSA. Los resultados preliminares indican la eficacia del DM en la representación experimental de señales aleatorias con distribución gaussiana. La adaptación de un demonio de Maxwell como generador de señales aleatorias normales también se presenta como una solución innovadora para la calibración de instrumentación médica.

MODERNIZACIÓN DE LA RADIOGRAFÍA INDUSTRIAL: REDUCCIÓN DE LA RADIOFOBIA Y ADOPCIÓN DE RAYOS X Y FLAT PANELS DR EN LA INSPECCIÓN DE JUNTAS SOLDADAS

Videira José, J. C. (1); Soares De Smid, J. M. (2); Andrade Grossi, P. (3)
(1) Rio de Janeiro; (2) RADIOSCAN – SÃO PAULO; (3) CDTN/CNEN – Minas Gerais

La radiofobia, o el miedo irracional a la radiación ionizante, sigue siendo un desafío significativo en la aceptación de la radiografía industrial. La percepción excesiva del riesgo, amplificada por eventos históricos y la desinformación, ha llevado a la sustitución de técnicas radiográficas seguras y eficaces por métodos alternativos menos precisos, comprometiendo la fiabilidad de las inspecciones en instalaciones industriales críticas.

Este trabajo propone una solución innovadora para mitigar la radiofobia y aumentar la aceptación de las inspecciones radiográficas: la intensificación del uso de equipos de Rayos X en sustitución de los radioisótopos Se-75 e Ir-192 en la inspección de juntas soldadas en tuberías de proceso. Con los avances en la tecnología de generadores portátiles de Rayos X de alto rendimiento, junto con el uso de Flat Panels DR en lugar de las películas radiográficas convencionales, es posible eliminar la percepción de riesgo asociada al uso de fuentes radiactivas, manteniendo la calidad y precisión de los ensayos no destructivos. Además, este enfoque elimina la necesidad de productos químicos para el revelado, reduciendo la contaminación ambiental.

La adopción combinada de Rayos X y Flat Panels DR reduce drásticamente los riesgos de exposición a dosis no programadas derivadas de accidentes, así como las dosis colectivas y de rutina, ya que la dosis necesaria para sensibilizar estos medios digitales y los tiempos de exposición son significativamente menores que los de las películas radiográficas.

Se presentarán estudios comparativos entre los métodos tradicionales con radioisótopos y la radiografía con Rayos X, destacando factores como seguridad, eficiencia operativa, impacto regulador y aceptación en el mercado. Además, se abordará el papel de las campañas de concienciación técnica dirigidas a ingenieros, gestores industriales y autoridades reguladoras para reforzar la fiabilidad de la radiografía industrial y desmitificar conceptos erróneos sobre la radiación ionizante.

Este trabajo propone, por tanto, un camino hacia la modernización de los ensayos radiográficos industriales, contribuyendo a un entorno más seguro, eficiente y alineado con las mejores prácticas globales de protección radiológica.

OPTIMIZACIÓN DE LA IRRADIACIÓN GAMMA: ANÁLISIS PRECISO DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS PARA UNA ESTERILIZACIÓN EFICIENTE

Guimarães, M. C. (1); Alonso, T. (1); Calheiro, D. S. (1)
(1) Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

La dosimetría es un elemento esencial en el control de calidad de los procesos de irradiación gamma, garantizando que la dosis aplicada sea precisa y cumpla con los requisitos de seguridad y eficacia. Para productos médicos, farmacéuticos y de investigación, la determinación de la distribución de dosis dentro de una caja estandarizada permite establecer las condiciones ideales de procesamiento. Tras la realización de la escalonamiento del rango de dosis, la dosimetría desempeña un papel fundamental en la validación de la dosis absorbida por los productos irradiados, asegurando su conformidad con los parámetros especificados.

METODOLOGÍA

El estudio fue conducido utilizando un irradiador panorámico de Cobalto-60 del Laboratorio de Irradiación Gamma (LIG). Para determinar la dosis absorbida en la caja estandarizada de cartón (45x45x38 cm), se utilizaron 45 dosímetros del tipo Harwell Amber 3042. Estos dosímetros fueron distribuidos en puntos estratégicos con 9 dosímetros en cada una de las 4 caras internas de la caja (frente, atrás, lado 1 y lado 2) y 9 dosímetros posicionados en el interior de la caja. La irradiación se realizó con la caja dispuesta sobre una mesa giratoria, garantizando una exposición homogénea a los haces de radiación. El proceso de calibración se llevó a cabo utilizando un dosímetro absoluto del tipo Fricke, conforme a la norma ISO/ASTM 51026:2015. Posteriormente, se calcularon las tasas de dosis para generar la curva de distribución de la dosis absorbida en función de la distancia. El centro de la caja sirvió como punto de referencia para la dosis deseada de 3 kGy.

RESULTADOS

Los datos obtenidos permitieron determinar la tasa de dosis y analizar la homogeneidad de la distribución de radiación dentro de la caja. Se confirmó la uniformidad de la dosis, garantizando la adecuación del proceso para la irradiación segura de productos médicos y farmacéuticos. La media final de la dosis absorbida fue de 3,4 ± 2,6 kGy, validando la eficacia de la escalonamiento de dosis y la precisión de la metodología aplicada.

CONCLUSIÓN

La determinación de la dosis absorbida en la caja estandarizada mediante la dosimetría es esencial para asegurar que los productos irradiados reciban la dosis correcta, dentro de los límites establecidos para seguridad y eficacia. El mapeo dosimétrico realizado tras el escalonamiento del rango de dosis permite un control riguroso del proceso, garantizando la fiabilidad de la irradiación gamma como tecnología de esterilización y tratamiento de productos.

IMAGEN DE CONTRASTE DE FASE EN GAMOS

Sánchez Lara, V. (1); Lozano Martínez, F. R. (2); Martínez Gómez, L. C. (2); Huerga Cabrerizo, C. (3); García Pinto, D. (1)
(1) Universidad Complutense de Madrid; (2) Hospital Universitario 12 de Octubre; (3) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN

Las técnicas de imagen de rayos X por contraste de fase (PCI) mejoran el contraste entre materiales de baja atenuación. Las más utilizadas son la propagación del haz (PBI) y las rejillas de difracción (GBI). Dado el creciente interés por su posible uso clínico, es crucial contar con herramientas para evaluar algoritmos de reconstrucción y generar imágenes realistas para entrenar redes neuronales para la reducción de artefactos. Las simulaciones Monte Carlo (MC) permiten generar imágenes realistas, y GAMOS, un entorno basado en GEANT4, facilita estas simulaciones sin necesidad de programar en C++, usando comandos y permitiendo el desarrollo de plug-ins. Este trabajo presenta un plug-in de GAMOS para simular imágenes PCI.

MATERIALES Y MÉTODOS

El índice de refracción para rayos X se expresa como $n = 1 - /delta + i/beta$, donde $/delta$ está relacionado con los cambios en la fase del frente de ondas y $/beta$ con su atenuación. Cuando un rayo cambia de medio, se refracta siguiendo la ley de Snell

$$/left(/Re/left(n_1/right)/textsen/theta_1 = /Re/left(n_2/right)/textsen/theta_2/right)$$

. Se ha desarrollado un plug-in de GAMOS que introduce tanto el índice de refracción complejo como la ley de Snell en la simulación de PCI.

RESULTADOS

Se ha realizado una simulación de contraste de fase in-line utilizando el plug-in desarrollado y comparado los resultados con un software basado en la propagación de Fresnel (Figura 1). Las simulaciones se han realizado con una fuente de rayos X de 1 µm de radio y 20 keV, iluminando una esfera de PMMA de radio 100 µm a 40 cm de la fuente. El detector, de píxeles de 1 µm, está a 10 cm del objeto.

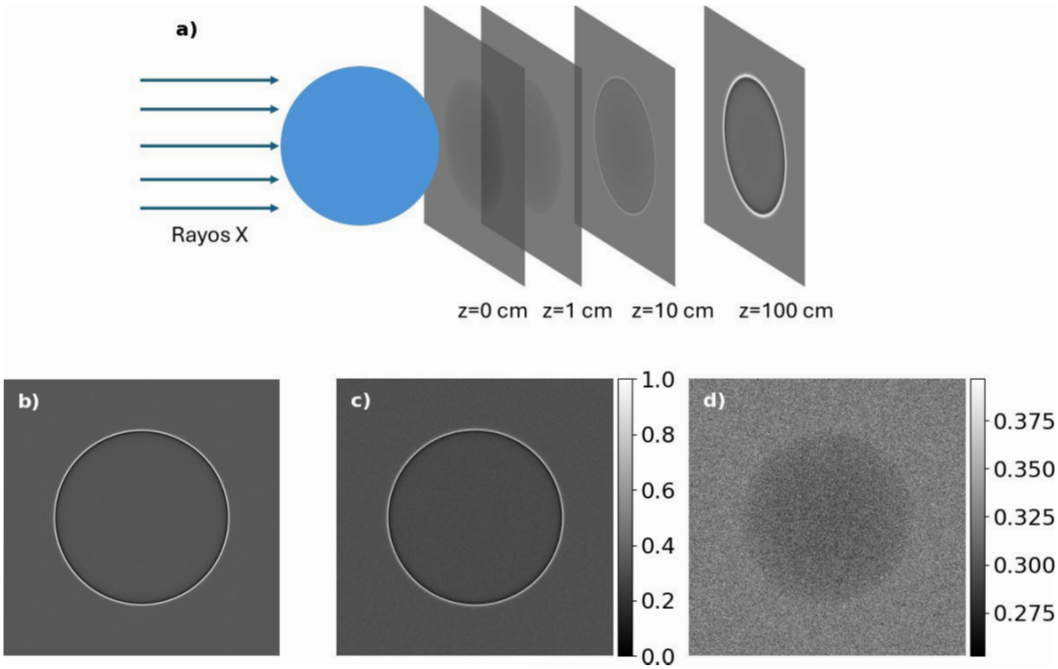


Figura 1: a) Esquema de la técnica PBI. Imagen obtenida con: b) cálculos utilizando la propagación de Fresnel, c) simulación MC con ley de Snell, d) simulación MC sin ley de Snell.

También se ha realizado una simulación de la técnica GBI, en el que se han añadido dos rejillas de mismo periodo (6 µm) y un cilindro hueco de PMMA de radio 5 cm. A partir del método phase stepping, se han obtenido imágenes de Gradiente de Fase, Atenuación y Campo Oscuro (Figura 2).

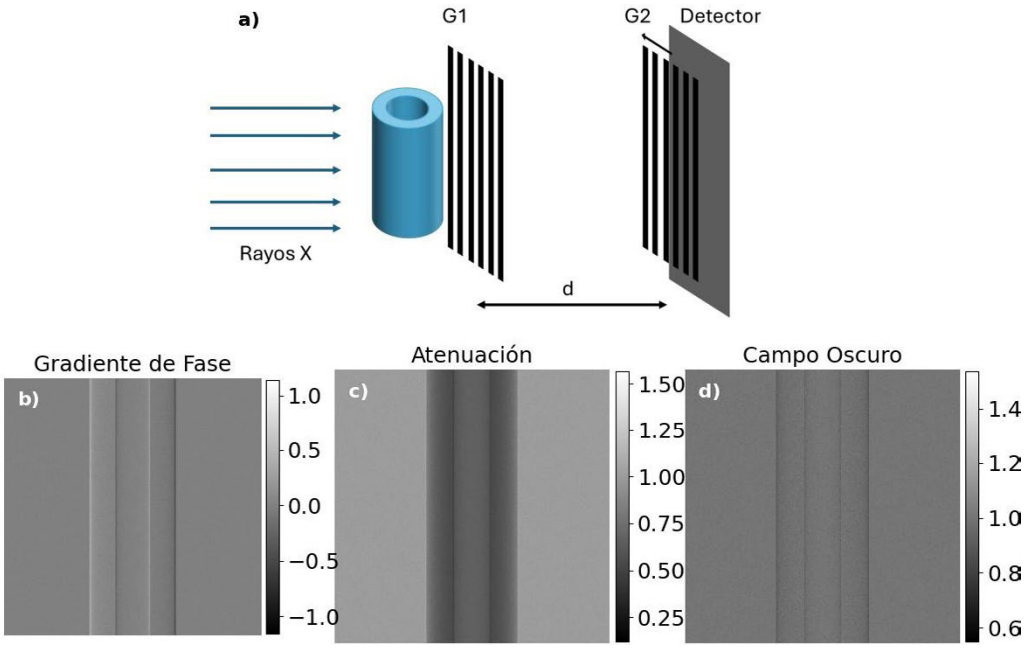


FIGURA 2: a) Esquema de la técnica GBI. Resultado de la simulación de la técnica GBI con el plug-in desarrollado (escala arbitraria).

DISCUSIÓN

Como se observa en las simulaciones realizadas, en la técnica in-line, el realce de bordes es notable, permitiendo visualizar estructuras con baja atenuación (FIGURA 1b) y 1c)) que serían difíciles de detectar mediante métodos convencionales (FIGURA 1d). Así mismo, en la técnica GBI, la combinación con el método phase stepping permite obtener diferentes tipos de imágenes, destacando variaciones en la fase y en la atenuación del material (FIGURA 2).

CONCLUSIONES

La técnica Monte Carlo (MC) constituye una herramienta versátil para la simulación de nuevas técnicas de imagen, en particular para la simulación de imágenes por contraste de fase (PCI). En este trabajo se demuestra que la inclusión de la ley de Snell en las simulaciones MC permite obtener imágenes por contraste de fase de forma efectiva.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOBIOLOGÍA Y EPIDEMIOLOGÍA

IABERD: UNITING SCIENCE IN BIOLOGICAL DOSIMETRY AND EPR RADIATION AT THE INTERNATIONAL LEVEL

Badie, C. (1); Baffa, O. (2); Balajee, A. (3); Beinke, C. (4); Della Monaca, S. (5); Deminge, M. M. (6); Flood, A. B. (7); Goh, V. S. T. (8); Maltar-Strmečki, N. (9); Marrale, M. (10); Miura, T. (11); Miyake, M. (12); Montoro, A. (13); Oestreicher, U. (14); Port, M. (15); Swarts, S. G. (16); Trompier, F. (17); Wilkins, R. (18); Yamaguchi, I. (19)

(1) Radiation Effects Department, Radiation, Chemicals, Climate and Environmental Hazards Directorate, Harwell Campus, Didcot, United Kingdom; (2) Department of Physics, University of São Paulo, Brazil; (3) REAC/TS, Oak Ridge Institute for science and Education, Oak Ridge, TN, USA; (4) Bundeswehr Institute of Radiobiology, Munich, Germany; (5) Istituto Superiore di Sanità, Core Facilities, Rome, Italy,; (6) Biological Dosimetry Laboratory, Nuclear Regulatory Authority (ARN), Argentina.; (7) Depts of Radiology and Health Policy and Clinical Practice, Geisel School of Medicine at Dartmouth College, Hanover NH USA; (8) Singapore Nuclear Research and Safety Initiative, National University of Singapore, Singapore; (9) Ruđer Bošković Institute, Division of Physical Chemistry, Zagreb, Croatia; (10) Department of Physics and Chemistry "Emilio Segrè", University of Palermo, Palermo, Italy,; (11) Department of Risk Analysis and Biodosimetry, Institute of Radiation Emergency Medicine, Hirosaki University, Japan,; (12) Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Kagawa University, Japan,; (13) Hospital Universitario y Politécnico la Fe; (14) Federal Office for Radiation Protection (BfS) Germany; (15) undeswehr Institute of Radiobiology, Munich, Germany; (16) Department of Radiation Oncology, University of Florida, United States Pais: Estados Unidos; (17) Autorité de Sûreté Nuclaéaire et de Radioprotection (ASNR), France; (18) Health Canada, Canada; (19) Department of Environmental Health, National Institute of Public Health, Japan

The International Association for Biological Dosimetry and EPR Radiation Dosimetry(IABERD) is a non-profit scientific organization established to promote research, development, and education in biological dosimetry and Electron paramagnetic resonance (EPR) spectroscopy applied to ionizing radiation. Its primary mission is to coordinate and promote activities in these fields at an international level (https://iaberd.org/index.php/iaberd-association/).

IABERD organizes courses, scientific meetings, and specialized technical events, fostering the dissemination and exchange of information among experts in biological dosimetry and EPR. Additionally, the association supports key activities such as EPRBioDose conferences, which are essential for scientific and technical advancements in these fields. The next EPRBioDose meeting will take place from August 30 to September 3, 2026, in Ottawa, Canada.

Biological dosimetry measures biological and biophysical changes induced by radiation to estimate exposure doses and assesses acute and long-term health risks. Meanwhile, biophysical techniques such as EPR and Optically stimulated luminescent dosimeters (OSL) enable the analysis of biological materials and environmental artefacts, extending their applications to fields such as dating and the study of direct exposures.

IABERD is a young association that requires the support of the scientific community to establish itself as a reference in biological dosimetry and EPR. Its interdisciplinary approach ranges from using blood, teeth, and bones as biological materials to broader applications in environmental exposure studies.

IABERD positions itself as a fundamental pillar for the dosimetry scientific community, promoting international collaboration and the development of advanced techniques in radiation measurement. Its growth depends on the active participation and support of researchers and professionals in the field.

CORRELACIÓN ENTRE ROTURAS DE DOBLE CADENA DE ADN Y MUERTE CELULAR EN LINFOCITOS DE SANGRE PERIFÉRICA DE PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA

Solana Peña, Á. (1); Pujol Canadell, M. (1); Armengol Rosell, G. (1); Barquinero Estruch, J. F. (1)

(1) Universidad Autónoma de Barcelona

La radioterapia es un tratamiento eficaz para combatir el cáncer. Sin embargo, no solo afecta a las células cancerosas sino también a los tejidos sanos, provocando efectos secundarios. En el caso de cáncer de mama, podemos distinguir dos tipos de efectos secundarios, agudos y tardíos. Los efectos secundarios agudos son los que aparecen durante o poco después del tratamiento, como pueden ser el enrojecimiento o inflamación de la zona irradiada y fatiga. En el caso de los efectos secundarios tardíos aparecen meses o años después del tratamiento, dando lugar a daños como fibrosis mamaria o incluso la aparición de segundas neoplasias.

Algunos de estos efectos secundarios suponen una peor calidad de vida para el paciente, por lo que el indentificar la aparición de toxicidad en el tejido sano sigue siendo objeto de estudio, de cara a aplicar los resultados en la medicina personalizada.

Diferentes factores pueden influir en la aparición de radiotoxicidad, como la dosis total administrada o las características individuales del paciente, como la variabilidad genética. Se han propuesto varios biomarcadores para predecir la radiotoxicidad, especialmente aquellos basados en la apoptosis, daño al ADN, por ejemplo, γ-H2AX, que se correlaciona con roturas de doble cadena de ADN, así como su cinética de desaparición se relaciona con el funcionamiento de las vías de reparación del ADN, aberraciones cromosómicas, ensayo de micronúcleos, así como estudios de variables genéticas, estudios de expresión génica, entre otros.

Nuestro propósito es analizar dos potenciales biomarcadores como son la apoptosis radioinducida y γ-H2AX se correlacionan entre sí, además de vincular estos resultados con SNPs seleccionados asociados con la apoptosis. Para llevar esto a cabo, se reclutaron muestras de sangre de 60 pacientes con cáncer de mama en remisión. Después del aislamiento de células mononucleares, las muestras fueron irradiadas. Luego, evaluamos la inducción y la cinética de la desaparición de γ-H2AX en diferentes momentos después de la irradiación de 2 Gy y la apoptosis inducida 24 y 48 h después de la irradiación de 8 Gy. Se observó una correlación negativa entre el γ-H2AX basal y residual y la apoptosis a las 48 h post-irradiación. Este resultado respalda estudios previos con pacientes con cáncer que muestran una correlación negativa entre estos dos biomarcadores. Considerando la alta variabilidad de la apoptosis radioinducida, realizamos un estudio de Genotipado. Dos SNP ubicados en los genes TP53 y FAS se asociaron con apoptosis.

En base a estos resultados, deducimos los individuos con menor eficiencia en la eliminación de células dañadas, probablemente debido a polimorfismos genéticos, presentaron niveles más basales y residuales de daño en el ADN.

ANÁLISIS DE 14 AÑOS DE PROGRAMA DE GESTIÓN DE INTERRUPCIONES EN RADIOTERAPIA

Moreno Anaya, E. (1); Ontiveros Fernández, A. I. (1); De La Vega Fernández, J. M. (2); Guirado Llorente, D. (1)
(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio; (2) Hospital Universitario Reina Sofía

INTRODUCCIÓN

La prolongación del fin de tratamiento debida a las interrupciones sufridas en la pauta inicialmente prescrita supone una adversidad frecuente que puede reducir el potencial curativo de la radioterapia. La dificultad de acceso a los resultados de los programas de gestión de interrupciones en los hospitales en España es compatible tanto con que éste se considere un problema bien resuelto como con que no esté debidamente atendido. Este estudio facilita los resultados recopilados en nuestro centro durante los últimos 14 años, con una mirada especial hacia la influencia del periodo navideño.

MATERIAL Y MÉTODOS

Desde el año 2011 se realiza el registro y seguimiento de cada pauta iniciada en nuestro centro para los tratamientos de radioterapia externa, en una base de datos de elaboración propia diseñada con el programa Microsoft Access 2007 [1]. Esta herramienta, junto con la guía publicada por The Royal College of Radiologists (RCR) en 2008 y su actualización de 2019 [2], permite analizar las interrupciones y proponer medidas compensatorias que mitiguen su efecto.

En este trabajo se pone el foco en los tratamientos más sensibles a las interrupciones (categoría 1 según la RCR). Estos son los tumores de crecimiento rápido tratados con radioterapia, de forma exclusiva o combinada, pero siempre con intención radical.

El índice de calidad considerado es la prolongación del fin de tratamiento (p), definida como la diferencia en días entre la fecha de fin real y la fecha de fin prevista en caso de no sufrir interrupciones. Las medidas compensatorias aplicadas a las 1641 pautas iniciadas hasta la fecha tienen el objetivo de que este parámetro sea lo menor posible, manteniendo como referencia no superar los 2 días.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La tabla 1 muestra los datos del estudio, y en la figura 1 se observan los resultados por años completos y el periodo navideño (pacientes en tratamiento del 6 de diciembre al 6 de enero).

Los registros del programa de gestión de interrupciones permiten analizar la implementación de los procesos y detectar problemas no resueltos. Medidas como la realización de parte del programa de garantía de calidad durante los fines de semana han ayudado a mejorar los resultados. El efecto de la disposición de aceleradores gemelos desde 2023 o de la falta de adherencia al tratamiento quedan pendientes de estudio.

Los tratamientos en periodo navideño se ven perjudicados por la alta acumulación de días festivos, lo cual supone un problema bioético. De acuerdo con el principio de justicia, hay que impulsar medidas que consigan una distribución justa y equitativa de los recursos sanitarios, evitando desigualdades en la asistencia.

	Año completo				
	Pautas	Perdidos	p ≤ 2	p > 2	%
2011	73	5	19	49	28 %
2012	60	3	25	32	44 %
2013	79	4	14	61	19 %
2014	77	5	35	37	49 %
2015	49	3	34	37	48 %
2016	82	4	26	52	33 %
2017	103	5	55	43	56 %
2018	119	4	62	53	54 %
2019	112	6	79	27	75 %
2020	177	14	111	52	68 %
2021	184	11	110	63	64 %
2022	180	16	122	42	74 %
2023	174	9	117	48	71 %
2024	172	12	102	50	67 %
Global	1641	101	911	646	**59 %**

	6-Dic-6-Ene		
	p ≤ 2	p > 2	%
2011	2	12	14%
2012	2	9	18%
2013	1	8	11%
2014	2	10	17%
2015	4	5	44%
2016	0	20	0%
2017	9	8	53%
2018	6	5	55%
2019	9	5	64%
2020	15	13	54%
2021	12	7	63%
2022	17	6	74%
2023	10	15	40%
2024	9	15	38%
Global	98	138	**42%**

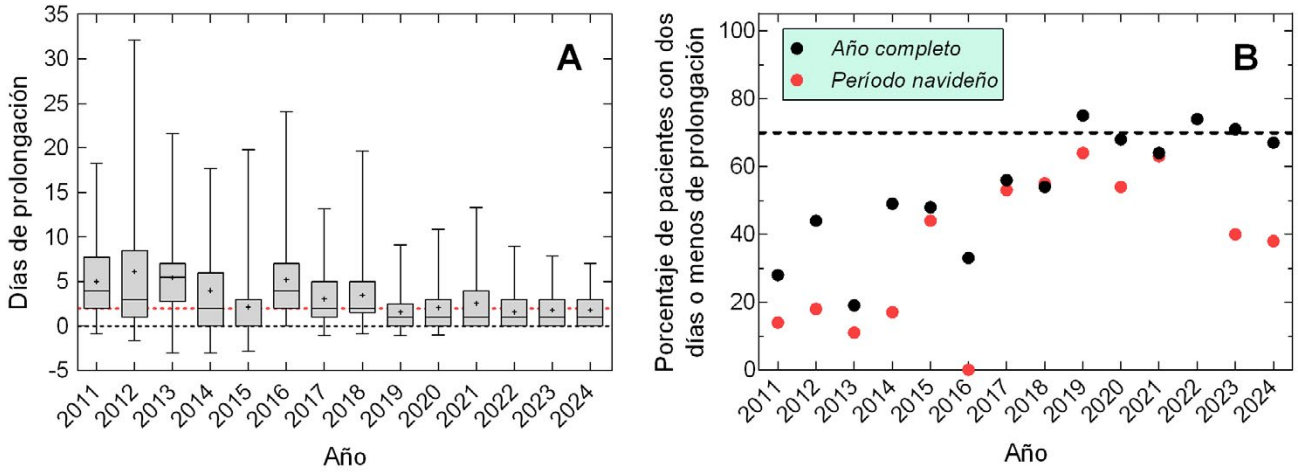


Figura 1. (A) Prolongación del tiempo total de tratamiento para los casos de categoría 1, respecto del previsto y por años, desde que se implantó el programa de gestión de interrupciones. Las cajas están limitadas por los cuartiles 25 y 75%, las líneas centrales representan las medianas, las cruces las medias y los intervalos incluyen el 95% de la distribución. La línea discontinua roja señala el límite de 2 días de aumento recomendado para estos pacientes. (B) Los círculos negros indican, para cada año, el porcentaje de pacientes de categoría 1 para los cuales se consigue que el aumento del tiempo total de tratamiento sea igual o menor de dos días; los círculos rojos indican ese mismo porcentaje en el período que va del 6 de diciembre del año correspondiente al 6 de enero del siguiente año.

CONCLUSIONES

Es fundamental mantener actualizado el registro del programa de gestión de interrupciones para mejorar la calidad asistencial, evaluando la eficiencia de las medidas desarrolladas.

A pesar de la mejora progresiva de los resultados, parece haber un límite insalvable si no es posible tratar en días festivos o fines de semana.

BIBLIOGRAFÍA

DE LA VEGA ET AL. PHYS MED 2016;32:1551-8.

RCR. THE TIMELY DELIVERY OF RADICAL RADIOTHERAPY. 4TH EDITION. 2019.

ANÁLISIS DE LA DOSIS PRE Y POS TRATAMIENTO EN TUMORES HEPÁTICOS: EVALUACIÓN DE DOSIS FÍSICA Y RADIOBIOLÓGICA

Torres Arroyo, I. (1); Picón García, F. (2); Guirado Llorente, D. (2); Perucha Ortega, M. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío; (2) Hospital Universitario San Cecilio

INTRODUCCIÓN

La radioembolización con ^{90} Y es un tratamiento para tumores hepáticos que requiere una dosimetría en dos fases: una

previa, con *99m Tc-MAA* , para estimar la distribución de las microesferas y planificar la actividad, y otra posterior para evaluar la dosis entregada. En este proceso, el concepto de *Equivalent Uniform Dose* (EUD) resulta de interés, ya que permite expresar la dosis como un valor homogéneo que refleja mejor el impacto biológico en los tejidos. El objetivo de este estudio es verificar las diferencias dosimétricas pre y postratamiento desde el punto de vista radiobiológico.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyen 23 pacientes tratados con microesferas de vidrio de ^{90} Y entre 2023-2024, excluyéndose aquellos con múltiples localizaciones tumorales o que recibieron más de una sesión, dada la complejidad en el cálculo radiobiológico. La dosimetría

$$/[/alpha = 0.04/, /textGy^{-1}, /quad/frac/alpha/beta = 10/, /textGy, /quadT_{/textrep} = 1.5/, /texth/]$$

personalizada se realizó mediante el modelo multicompartimental usando el software Simplicit^{90} Y. Para calcular la EUD del tumor se emplearon dos modelos, uno de ellos basado en el modelo de Poisson (Jones & Hoban,2000) y el otro derivado de Kutcher & Burman,1989. Además, se utilizaron dos conjuntos de parámetros radiobiológicos diferentes: uno determinado por Chiesa et al, 2015. in vivo identificando la fracción de supervivencia celular

$$/[/alpha = 0.01/, /textGy^{-1}, /quad/frac/alpha/beta = 15/, /textGy, /quadT_{/textrep} = 1.5/, /texth/]$$

y el otro, un conjunto derivado de la radioterapia externa, EBRT

RESULTADOS

Se compararon los diferentes conjuntos mediante el análisis ANOVA (Figura 1). Se obtiene un valor de p= 0,9784 y F=0,11112 lo que indica que no se encuentran diferencias relevantes entre las medias de los conjuntos.

En la figura 2 se muestra un gráfico de barras donde se representa la distribución de pacientes según las diferentes categorías de variación de dosis pos/pre según los distintos modelos empleados. En todos ellos se observan disminuciones entre la dosis pos/pre que van desde más del 60% hasta entre el 5% y el 30%, siendo las últimas las más frecuentes en todos los modelos.

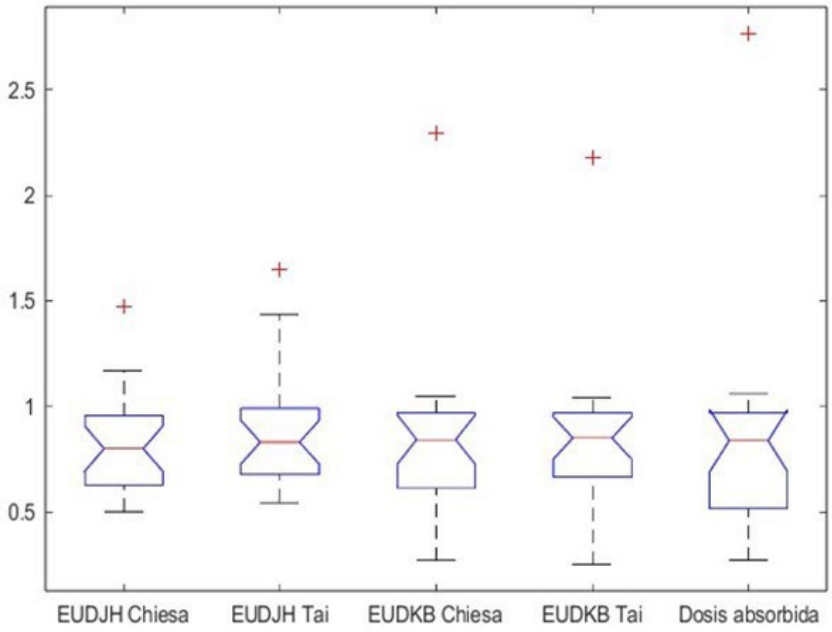


Figura 1. Gráficos de caja de cada uno de los grupos. Las líneas rojas muestran la mediana, la caja azul el rango entre el primer y el tercer cuartil, las muescas el intervalo de confianza, las cruces rojas los valores atípicos y las barras negras el rango de valores por encima/debajo del primer/tercer cuartil ±1,5 × Rango Intercuartílico.

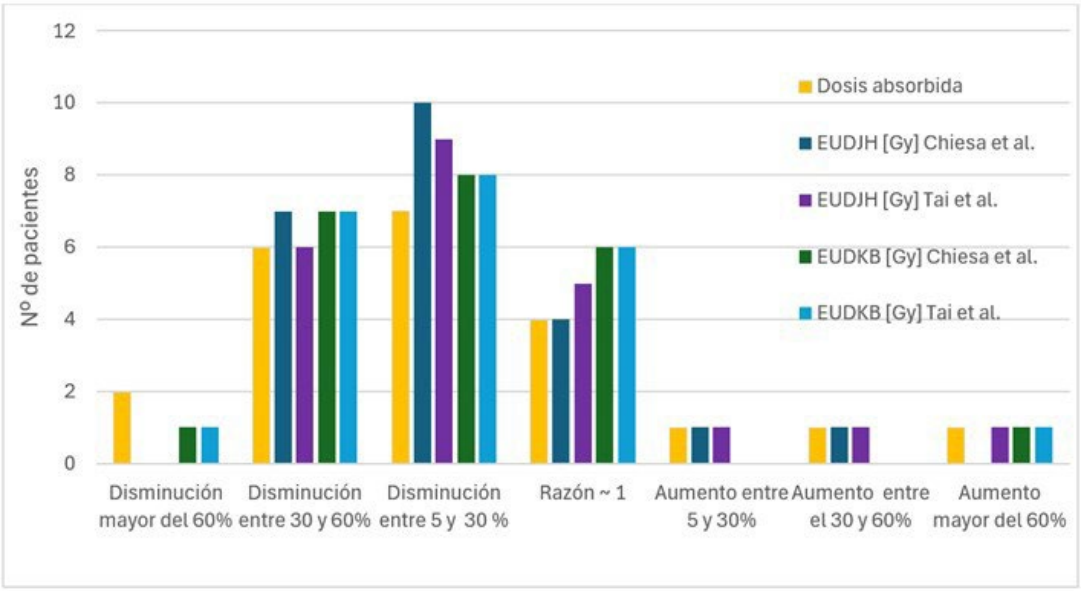


Figura 2. Distribución de variaciones porcentuales entre dosimetría post/pre

DISCUSIÓN

Los resultados radiobiológicos del tumor coinciden con los obtenidos para la dosis absorbida, evidenciando las diferencias entre la dosimetría pre y postratamiento. Aunque no se observan diferencias significativas entre los modelos analizados para el compartimento tumoral, esta tendencia podría variar en otros compartimentos, destacando la importancia de evaluar la dosimetría radiobiológica más allá de la dosis absorbida.

CONCLUSIÓN

Tanto la dosis absorbida como la dosis calculada mediante los modelos radiobiológicos en el postratamiento es generalmente menor a la planificada, con reducciones de hasta un 60% en la mayoría de los pacientes. Esto resalta la necesidad de optimizar la planificación para minimizar discrepancias y mejorar la precisión del tratamiento.

ESTUDIO DEL EFECTO DE LA RADIACIÓN IONIZANTE SOBRE CÉLULAS PROGENITORAS ENDOTELIALES DE TIPO ECFC

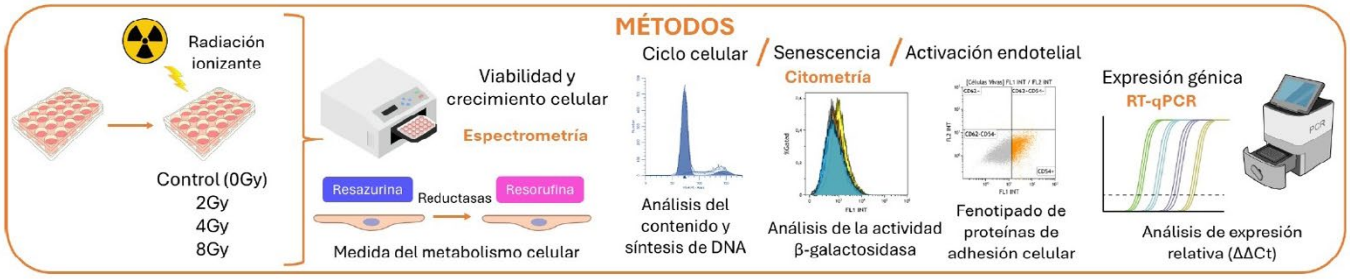
Gómez Ardanaz, S. (1); Lozares Cordero, S. (2); Sánchez Casi, M. (2); González González, T. (2); Castillo Peña, P. (2); García Otín, Á. (3)
(1) Unidad de Investigación Traslacional/Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza-Instituto de Investigación Sanitaria Aragón; (2) Servicio de Física y P.R.- Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza; (3) Unidad de Investigación Traslacional/Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza-Instituto de Investigación Sanitaria Aragón-Instituto Aragonés de Ciencias de la Salud

INTRODUCCIÓN

La radioterapia es una terapia oncológica convencional basada en el empleo de altas dosis de radiación ionizante. Como consecuencia de su aplicación, los tejidos sanos se ven afectados y, entre ellos, el endotelio vascular es especialmente sensible. La radiación en este tejido puede dar lugar a disfunción endotelial y a la aparición de enfermedades cardiovasculares. Por todo esto, resulta importante disponer de modelos de estudio del endotelio para poder desarrollar estrategias que lo protejan de la radiación. Este trabajo explora la posibilidad de utilizar células progenitoras endoteliales de tipo ECFC ("endothelial colony forming cells") como modelo personalizable del endotelio, ya que es posible aislarlas de manera mínimamente invasiva a partir de precursores circulantes en sangre.

MATERIAL Y MÉTODOS

Con el fin de comprobar su idoneidad como modelo, se sometieron ECFCs a dosis de 2, 4 y 8Gy irradiadas con un acelerador Versa HD de Elekta del servicio de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Universitario Miguel Servet y se compararon con un control no tratado a diferentes tiempos de ensayo (FIGURA 1). En primer lugar, se estudió el efecto que la radiación tenía sobre la viabilidad y crecimiento celular. En segundo lugar, se utilizó citometría de flujo para analizar posibles mecanismos implicados en el daño por la radiación (ciclo celular, senescencia y apoptosis) y en la activación del endotelio (detección de CD54 y CD62E). Por último, se analizó por RT-qPCR la expresión de genes relacionados con funciones endoteliales (NOS3 y VEGFA) y con el desarrollo de la senescencia (CDKN1A y CDKN2A).



RESULTADOS

Los resultados de la viabilidad y crecimiento celular mostraron una disminución a las 72 horas en las diferentes dosis estudiadas. Los análisis de citometría indicaron que se producía una alteración del ritmo normal del ciclo celular, con arresto en fase G0-G1 para la dosis de 2Gy y en fase G2-M para las dosis de 4 y 8Gy, y un incremento de la senescencia y de la activación endotelial en las células irradiadas. Por último, se observaron cambios en los patrones característicos de expresión génica de genes clave en la función de las células endoteliales y la aparición de un fenotipo senescente que concuerda con el aumento de la senescencia celular.

DISCUSIÓN/ CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este trabajo se compararon con lo descrito en la literatura sobre el efecto que la radiación ionizante tiene sobre diferentes tipos de células endoteliales, encontrándose que coinciden parcialmente con lo que otros autores han observado. Por tanto, se puede considerar que las células progenitoras endoteliales de tipo ECFC podrían ser útiles para la generación de modelos de estudio de los efectos de la radiación ionizante aplicada en rangos terapéuticos sobre el endotelio sano. El siguiente paso sería profundizar en la investigación empleando este modelo.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA

ESTUDIO PILOTO SOBRE LA PERCEPCIÓN DEL RIESGO DE LOS CAMPOS ELECTROMAGNÉTICOS EN PROFESIONALES SANITARIOS

Sala Escarrabil, R. (1); Caballeto Carretero, P. (2); Bajo Bretón, R. (3); Sanchis, A. (4)
(1) CISOT-CIEMAT; (2) Centro Nacional de Sanidad Ambiental. Instituto de Salud Carlos III; (3) Instituto de Magnetismo Aplicado. Universidad Complutense de Madrid; (4) ISCIII

En ediciones consecutivas de un máster en Salud Pública, se ha realizado una encuesta a los alumnos del módulo de Sanidad Ambiental para analizar la percepción del riesgo sobre campos electromagnéticos (CEM), antes y después de impartir una hora de formación. El contenido del curso sobre CEM versa sobre sus características, efectos biológicos y regulación de la exposición, presentando la evidencia científica que la fundamenta, así como los posibles efectos y la investigación científica más relevante del momento. Tras el análisis de los resultados de 2024, para el estudio en curso de 2025 se ha reeditado la encuesta y el mejorado el contenido formativo, buscando mayor objetividad y afianzamiento de conceptos clave para una mejor concienciación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñan dos encuestas ad hoc, en base a una revisión de la literatura sobre percepción pública de riesgos asociados a CEM, reeditadas en 2025, para cumplimentar antes y después de impartir la formación a los alumnos.

VARIABLE	RANGO	MUESTRA PRE (n=29)	MUESTRA POST (n=32)
Edad (media. SD)	25-55	35.6	33.4 (7.2)
Ideología política	0 (izq)-10 (derecha)	4.28	4.7 (2.2)
Género	Femenino	52%	63%
	Masculino	41%	34%
	NS/NC	7%	1%
Hijos menores	Sí	10%	6%
	No	86%	91%
	NS/NC	4%	3%

TABLA 1. Descripción de la muestra de 2024

RESULTADOS

Hasta el momento, solo un 34'5% de los participantes declara haber recibido algún tipo de información sobre los efectos potenciales de los CEM. La escasa información recibida es considera entre nada y poco satisfactoria, por ser insuficiente, poco objetiva, poco confiable o interesante.

La formación ha favorecido el incremento en torno al 20% de la percepción positiva de los beneficios que aportan los CEM y del conocimiento subjetivo (auto-evaluado) sobre CEM que declaran saber los encuestados -entre bastante y mucho-, a pesar de que los niveles de conocimiento objetivo sólo aumentan ligeramente. En cambio, apenas ha repercutido en la percepción del riesgo sobre CEM, que se ha mantenido entre baja y moderada en un alto porcentaje, alrededor del 76%-, aunque sí ha generado algo más de preocupación, pero acompañada de un incremento relevante de la percepción de controlabilidad (posibilidad de reducir la exposición).

En cuanto a si los organismos oficiales protegen de los posibles efectos de la exposición a CEM, un 28% cree que no, un 48% declara que no lo tiene claro (no sabe) y un 21% declara que sí. La Secretaría de Estado de Telecomunicaciones e Infraestructuras Digitales es el actor que se percibe como de mayor confianza a la hora de gestionar los potenciales efectos de los CEM para la salud, seguida de cerca por el Ministerio de Sanidad y la Unión Europea.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El conocimiento sobre CEM que creen tener los alumnos aumenta significativamente tras recibir las clases. A pesar de que recibir información parece elevar un poco la preocupación respecto a los riesgos, también aumenta considerablemente la capacidad de controlar la exposición que sienten los sujetos y su percepción de beneficios. Los resultados de este estudio piloto apuntan a la necesidad y eficacia de aportar información fiable y válida, en un entorno de comunicación bidireccional como pueden ser unas clases, sobre los efectos de los CEM.

MANEJO DE PARCHES TRANSDÉRMICOS DE MEDICACIÓN EN RESONANCIA MAGNÉTICA

Chillerón Sánchez, J. R. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Serrano Juárez, A. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Núñez Hernández, A. (1); Chover Díaz, B. (1); Dacosta Villar, L. (1); Bosò Martínez, C. (1); Marin Ciocan, A. C. (1); Brualla Gonzalez, L. (1)
(1) Grupo Biomédico Ascires

INTRODUCCIÓN

Cuando a un paciente se le va a someter a un examen de RM, se le pregunta específicamente si es portador de algún elemento o dispositivo metálico o electrónico que pueda dificultar o impedir la realización de la misma por suponer un riesgo para la propia salud del paciente. También se tiene en cuenta su medicación habitual por posibles interacciones con el contraste utilizado o cierta medicación de uso en diagnóstico. Este punto no debe dejar de lado el control del uso de parches transdérmicos, por un doble motivo.

Por un lado, el recubrimiento de ciertos parches contiene aluminio, metal no ferromagnético que en una RM no interacciona con el campo principal pero sí se crean corrientes eléctricas en su superficie que, en contacto con la piel del paciente pueden producirle quemaduras.

Además, algunos parches modifican la dosificación suministrada según la temperatura, lo que lleva a aconsejar evitar fuentes de calor local entre las que se encuentra la radiofrecuencia del equipo de RM. Según qué medicación sea, una sobredosis por calor (o interrupción del tratamiento) puede tener efectos importantes.

Queremos crear un protocolo de actuación para el manejo de pacientes con parches de medicación para poder realizarles una RM de manera segura sin alterar en lo posible su pauta de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha revisado bibliografía existente, reportes de casos de quemaduras, recopilación de marcas, avisos sanitarios y recomendaciones de uso y manejo de diferentes fuentes. Por último, se ha consensuado con responsables médicos un protocolo de actuación.

RESULTADOS

Se adopta un enfoque conservador hasta que se puedan estudiar más elementos individualmente, y se acuerda retirar todos los parches sin excepción antes de una RM.

DISCUSIÓN

El procedimiento adoptado aumenta la seguridad de la prueba, aunque dificulte el proceso previo, pero esto siempre redundará en una mayor tranquilidad de todos los profesionales implicados y del propio paciente. En un futuro se espera disponer de más información, que nos permita enfocar este tipo de pacientes como con el resto de dispositivos estudiados en la actualidad, haciendo una valoración previa de la posible RF y el calor asociado que vaya a experimentar el parche en caso de no poder ser retirado con seguridad, y siempre siguiendo las pautas del médico prescriptor del fármaco en cuanto a su administración.

CONCLUSIONES

Aunque minoritarios, el número de incidentes relacionados con quemaduras en RM asociadas al uso de parches transdérmicos puede reducirse fácilmente con un buen manejo mediante el protocolo de actuación adecuado. Consideramos importante este hecho ya que se han documentado quemaduras hasta de segundo grado por ello.

BIBLIOGRAFÍA

Hong, I., Gabay, M. and Lodolce, A. (2010) 'Safety Concerns Involving Transdermal Patches and Magnetic Resonance Imaging (MRI)', Hospital Pharmacy, 45(10), pp. 771–778. Available at: https://doi.org/10.1310/hpj4510-771.

Karch, A.M. (2004) 'Don't get burnt by the MRI: transdermal patches can be a hazard to patients', The American Journal of Nursing, 104(8), p. 31. Available at: https://doi.org/10.1097/00000446-200408000-00023.

HACIA UN SISTEMA FORMAL DE CONTROL Y RADIOPROTECCIÓN DE LAS RNI

Touzet, R. (1)
(1) Sede Central de la CNEA

ANTECEDENTES HISTÓRICO

Creación del ICNIRP: el 20 de mayo de 1992, en Toronto, Canadá, el IRPA crea la Comisión Internacional de protección contra las radiaciones no ionizantes (ICNIRP) y establece su reglamento para la Radioprotección, por el cual el ICNIRP deberá mantener un estrecho contacto y colaborar con el ICRP y el ICRU y además deberá someter previamente sus recomendaciones, para comentarios, al IRPA-EC y a todas las sociedades de Protección Radiológica por lo menos, 90 días antes de su publicación; pero el ICNIRP no cumple plenamente con los requisitos establecidos por el IRPA y 30 años después el sistema de protección para las RNI "no es satisfactorio" y la WHO declara que: Actualmente no existe un marco coherente y global para la protección de la salud contra las RNI y debiéramos tomar medidas para corregir esta situación.

- **Los Documentos con consenso internacional:**
    - en 2020 se emiten **Los Principios ICNIRP,** con la participación de representantes del IRPA (Sig Magnússon), el ICRP (Jacques Lochard), la OIT (Shengli Niu), el UNSCEAR (Ferid Shannoun), y de la OMS (Emilie V Deventer), y establecen 10 Criterios en Radioprotección muy importantes no considerados antes por el ICNIRP:
    - El parámetro importante para la Radioprotección es la dosis y no la tasa de exposición.
    - Se deben aplicar los 3 Principios Básicos de Radioprotección para las RNI, etc, etc.
    - En el reciente proyecto de la OMS, "**Un marco coherente para la protección NIR**" se insta a los países a establecer "una Comisión Multisectorial" con médicos, epidemiólogos, biólogos, físicos, expertos en radioprotección, etc. que constituya la base del organismo normativo de control.
    - Los Principios del ICNIRP establecen que el Documento de Referencia
    - para el control será **el ICRP-103** que se aplicará a todo el espectro electromagnético. Estos 3 documentos: Principios ICNIRP, Marco WHO y ICRP-103 pueden ser la base conceptual de un Sistema de Control RNI.

En el trabajo se detallan algunas **medidas que proponen el CIPRACEM y FRALC** para establecer un Sistema de Control de las RNI y las **consecuencias para la población y el medio ambiente de no contar con un Control Regulatorio adecuado.**

SISTEMA DE RADIOPROTECCIÓN APLICADO Y EL DETRIMENTO ESTIMADO EN RNI

Touzet, R. (1)
(1) Sede Central de la CNEA

Existen diferencias en la metodología y criterios aplicados en la evaluación del riesgo de cáncer de distintas radiaciones; lo que determina que las categorías asignadas por IARC no reflejan los riesgos relativos y estas diferencias determinan que el Sistema de Radioprotección que se aplica sea también diferente. En Los Principios del ICNIRP, que se puede considerar un documento "de consenso internacional" porque fue revisado por expertos de la WHO, ILO, UNSCEAR, ICRP, ICNIRP y IRPA; dice que se debe considerar: "Un solo Espectro Electromagnético, que incluya las radiaciones ionizantes y no ionizantes" para aplicar los mismos criterios de Radioprotección.

Parece razonable entonces que los distintos tipos de radiaciones sean evaluadas de la misma manera, con las mismas herramientas, y de ser posible, en forma simultánea y conjunta ya que existen evidencias de sinergia e interacción entre las mismas...!

Se analiza la evaluación realizada a las Radiaciones Ionizantes, con a) La cohorte de Nagasaki e Hiroshima que recibió dosis mil veces mayores a los límites anuales para el público, la frecuencia de leucemias y el aumento de enfermedades y los efectos genéticos, b) Los Grupos de personas irradiadas por tratamiento para una enfermedad no cancerosas, c) Las Experiencias con animales, d) Las Poblaciones que reciben mayores dosis naturales, y e) El caso de las Dosis muy bajas.

Se analiza la evaluación realizada a las bajas frecuencias (EMF-ELF) con a) el aumento de la leucemia infantil, b) el desarrollo del Proyecto REFLEX porque "no se conocía el mecanismo para el proceso de cancerogénesis" c) el desarrollo de estudios

con animales y trabajos de campo, d) Estudios en la industria eléctrica, e) la proximidad de líneas eléctricas aéreas f) La sinergia de ELF con carcinógenos químicos, etc.

Se analiza la evaluación realizada a las Radiofrecuencias (EMF-RF): a) Los resultados del estudio INTERPHONE, b) El Danish cohort study, c) CERENAT, d) INTEROCC) e) Los estudios de co-carcinogénesis con animales (Tillmann y Lerchl), f) Los estudios sobre animales de laboratorio (NTP, Ramazzini) y g) Los estudios aplicando los 9 criterios de Bradford Hill para determinar la Causalidad de las RF en los tumores cerebrales y Neurinomas

Parece imprescindible que se evalúen todas las radiaciones electromagnéticas en forma conjunta y con los mismos criterios, pues existe sinergia entre las mismas y los organismos internacionales (WHO, ILO, ICRP, IRPA, ICNIRP, UNSCEAR) han decidido establecer Un solo Espectro Electromagnético que incluya las ionizantes y las no ionizantes y en el que se apliquen los mismos principios de Radioprotección.

Antes de instalar una nueva tecnología o un nuevo dispositivo se debe demostrar que no se afecta la salud de la población y el medio ambiente.

La inexistencia de Autoridades Regulatorias para las EMF-RF y las EMF-ELF, agrava aun más la situación pues son las propias empresas las que deciden sobre aspectos que afectan la salud y el medio ambiente.

ÁREA TEMÁTICA: LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES

ENFOQUE ESTRATÉGICO DE UN SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y ANÁLISIS DE LA RELEVANCIA DE SUS FUNCIONES EN EL MARCO DE UN CONTEXTO CAMBIANTE

Béjar Navarro, M. J. (1); Pastor Fructuoso, P. (1); Sevillano Martínez, D. (1); Prieto Morán, D. (1); Capuz Suárez, A. B. (1); Colmenares Fernández, R. (1); García Fuentes, J. D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Morís Pablos, R. (1); Morís Pablos, R. (1); Trujillo García, J. (1); Rodríguez-Manzaneque Sosa, C. (1); Chillida Rey, R. (1); García Vicente, F. (1)
(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal;

INTRODUCCIÓN

El cambio de contexto generado por el anteproyecto de ley del estatuto marco del personal estatutario (LEMPE) de los servicios de salud supone una amenaza de pérdida de reconocimiento, consideración administrativa y salarial y potencial organizativo para los Servicios de Radiofísica (SRF), ya que dicha consideración se ha basado principalmente en el número de créditos necesarios para el acceso a la formación especializada y en la duración de la misma.

El objetivo de este trabajo es realizar un análisis de la posición funcional-estructural del SRF que pueda servir para la puesta en valor de su aportación en el marco de la asistencia sanitaria hospitalaria.

MATERIAL Y MÉTODOS

Partiendo de los elementos del SGC ISO 9001:2015, se han revisado las cuestiones internas y externas pertinentes para el desarrollo del SRF. Se ha considerado necesaria la actualización de nuestro DAFO para tener en cuenta la nueva amenaza.

Se ha utilizado el documento de Partes Interesadas (PPII) definido dentro del sistema de calidad como herramienta para analizar los productos y servicios que proporciona el SRF en respuesta a los requisitos de dichas partes.

RESULTADOS

El diagrama de relaciones, productos y servicios aportados por el SRF se representa en la Figura 1.

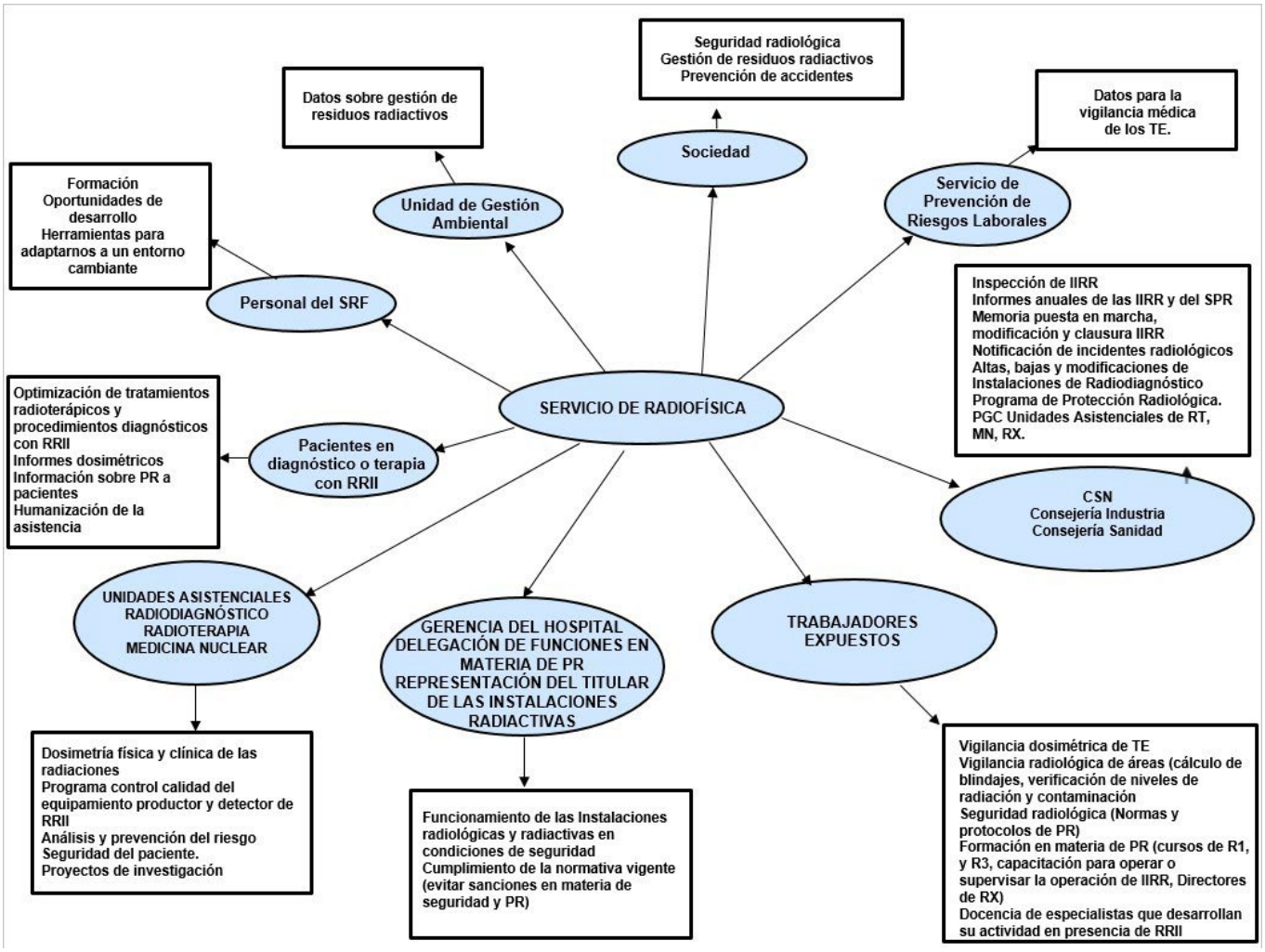


FIGURA 1: Diagrama de relaciones, productos y servicios del SRF.

DISCUSIÓN

La responsabilidad de la labor del radiofísico, el vasto número de personas sobre las que impacta y la diversificación y relevancia de sus aportaciones son aspectos clave a la hora de conceder a la especialidad el reconocimiento que merece. Estos pueden verse comprometidos si se aplica el criterio exclusivo del número de créditos necesarios para el acceso a la formación especializada y la duración de la misma.

La importancia de las aportaciones del SRF en alguna área concreta de aplicación de las radiaciones ionizantes (RRII) ha sido ya señalada por otros especialistas anteriormente. Dichas aportaciones (figura 1) tienen impacto sobre:

- Seguridad mediante el análisis y prevención de riesgos y el establecimiento de procedimientos de protección radiológica.
- Calidad de vida de los pacientes mediante la optimización de los procedimientos diagnósticos y terapéuticos con RRII.
- Compromiso con el medioambiente mediante la adecuada gestión de los residuos radiactivos.
- Mejora continua mediante la labor docente e investigadora.

Todos estos aspectos cobran, si cabe, más importancia en un contexto en el que se han incrementado de manera notable en los últimos años tanto las infraestructuras como los recursos terapéuticos con RRII.

CONCLUSIONES

Mediante el análisis y difusión de los productos y servicios que proporcionan los SRF dentro del marco hospitalario se contribuye a poner en valor la responsabilidad, amplitud y relevancia de su aportación dentro de la asistencia sanitaria.

Ante las amenazas surgidas por el cambio de contexto, consideramos que éste es un aspecto clave de cara a conservar el reconocimiento y posición estratégica de los SRF, además de un primer paso en el diseño de un plan más amplio que corresponderá abordar a aquellas sociedades e instituciones con competencia para actuar en defensa de los intereses de la profesión.

LAS EVALUACIONES DE SEGURIDAD, USO DE LA HERRAMIENTA INFORMÁTICA TOKSA

Dumenigo González, C. (1); Cruz Suarez, R. (2); López Morones, R. (3); Torres Valle, A. (4)
(1) Autoridad Reguladora Nacional en Radioprotección de Uruguay; (2) Organismo Internacional de Energia Atomica; (3) Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias; (4) Instituto Superior de Ciencias y Tecnologías de Avanzada

INTRODUCCIÓN

La OIEA en el requisito 13 de su documento GSR-Parte 3 Normas básicas internacionales de seguridad recomienda que "El órgano regulador establecerá y exigirá el cumplimiento de requisitos relativos a la evaluación de la seguridad, y la persona u organización responsable de una instalación o actividad que dé lugar a riesgos radiológicos realizar una evaluación adecuada de la seguridad de esa instalación o actividad". En consecuencia, la mayoría de los países requieren que sus usuarios finales realicen la evaluación de seguridad para demostrar la seguridad de las instalaciones.

El alcance y grado de detalle de la evaluación de seguridad debe estar en correspondencia con el riesgo radiológico de la instalación y debe cumplir los requisitos del documento OIEA-GSR-Parte 4 Evaluación de seguridad de instalaciones y actividades. Este trabajo muestra la herramienta informática TOKSA diseñada para asistir a usuarios finales de instalaciones sanitarias e industriales en la realización de la evaluación de seguridad, generando al mismo tiempo el Informe de Seguridad (Safety Case) que podrá ser presentado al Regulador.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha desarrollado una herramienta informática que conduce por el proceso de evaluación de seguridad, abordando los 24 requisitos recomendados por el GSR-Parte 4. La herramienta se ejecuta en un ambiente web incluyendo 4 módulos que son:

- Contexto de la evaluación.
- Desarrollo y justificación de escenarios.
- Análisis de seguridad.
- Evaluación de resultados.

RESULTADOS

Para cada módulo, TOKSA muestra ejemplos de información que debe ser considerada en instalaciones hipotéticas de referencia para las prácticas de Radioterapia con LINAC, Braquiterapia HDR, Medicina Nuclear y Gammagrafía industrial.

El módulo de Análisis de seguridad incluye algoritmos que permiten realizar estimaciones de dosis en escenarios de operación normal y de accidentes. También permite realizar estimación de riesgos utilizando las metodologías de "Matrices de Riesgo" desarrolladas por el FORO (OIEA TECDOC 1685/S) y de "FMEA" desarrollada por la AAPM (AAPM TG 100).

El módulo de evaluación de resultados permite hacer múltiples análisis de ingeniería para reducir tanto dosis como riesgos. Es posible determinar medidas de seguridad que podrán ser implementadas para elevar el nivel de seguridad en instalaciones específicas, considerando los enfoques determinista y probabilista.

TOKSA permite verificar el cumplimiento de los criterios de evaluación establecidos e imprimir el Informe de Seguridad generado. Este informe permitirá evaluar la seguridad de pacientes, trabajadores y público. Los resultados de TOKSA han sido validados en instalaciones reales donde se ha usado.

DISCUSIÓN

Se propone una herramienta informática para el proceso de evaluación de seguridad en instalaciones médicas e industriales de mayor riesgo. TOKSA cumple los requisitos de OIEA-GSR-Parte 4, combinando los enfoques determinista y probabilista con metodologías ampliamente aceptadas, permitiendo ajustarse a particularidades de cada instalación. Facilita la detección de problemas de seguridad y permite evaluar alternativas para su solución.

CONCLUSIONES

TOKSA permite conducir al usuario en la evaluación de seguridad, utiliza metodologías apropiadas para los análisis de seguridad considerando particularidades de cada instalación y brinda el Informe de seguridad de utilidad para la instalación y para la evaluación del Regulador.

LOS DELITOS RELATIVOS A LA ENERGÍA NUCLEAR Y LAS RADIACIONES IONIZANTERS

García Pérez, O. (1)
(1) Facultad de Derecho de la Universidad de Málaga

Inicialmente los delitos relativos a la energía nuclear y a las radiaciones ionizantes se encontraban regulados en la Ley 25/1964. Posteriormente esta regulación se trasladó al Código penal de 1995. Desde entonces han sido objeto de diversas reformas. En primer lugar, Ley Orgánica 15/2003, de 25 de noviembre, introdujo en el art. 325.2 un tipo penal que castigaba la emisión de radiaciones ionizantes con una pena atenuada respecto de la prevista en los delitos relativos a la energía nuclear. Posteriormente la Ley Orgánica 5/2010, de 22 de junio, se percató del problema y llevó el contenido del art. 325.2 al art. 343. Finalmente, Ley Orgánica 1/2015 ha dado una nueva redacción al artículo 345 que ya había sido modificado en la reforma realizada a través de la Ley Orgánica 5/2010. En general, las modificaciones del Código penal adolecen de no pocos problemas técnicos y dificultan notablemente la interpretación de los diferentes delitos. En la comunicación pretendo hacer un repaso de las diversas figuras (liberación de energía nuclear o sustancias radiactivas, la perturbación de instalaciones nucleares o radiactivas, la exposición a radiaciones ionizantes, tráfico de materiales y sustancias radiactivas, castigo de la imprudencia y responsabilidad de las personas jurídicas). A partir de ahí se expondrá una propuesta de mejora que pasaría por la supresión del inciso inicial del art. 343, pues la referencia al medio ambiente se ha realizado, a mi juicio, en el lugar equivocado. Asimismo habría que eliminar la referencia a las radiaciones en los delitos contra el medio ambiente (art. 325) en la medida en que tenemos una regulación específica de esta materia en los arts. 341 y ss. del Código penal. Parece acertada la inclusión de la responsabilidad penal de las personas jurídicas en la medida en que estos delitos se suelen cometer en su seno, pero lo que no tiene sentido es que solo se haya previsto para el delito del art. 345. Por último, sería conveniente, como ya se hace en los delitos contra el medio ambiente, introducir un tipo penal que castigara, entre otros, los siguientes comportamientos: la omisión de las inspecciones obligatorias, la omisión, falseamiento u ocultación de las situaciones de riesgo detectadas con motivo de las inspecciones, la autorización de la actividad sin que se cumplan los requisitos de seguridad necesarios o la no paralización de las actividades cuando se detecten situaciones de riesgo o la no adopción de las medidas necesaria para corregir los riesgos.

ÁREA TEMÁTICA: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

CURSO ABIERTO SOBRE DOSIMETRÍA BIOLÓGICA APLICADA A RADIACIONES IONIZANTES: TÉCNICAS Y APLICACIONES

Alcaraz Baños, M. (1); Armengol, G. (2); Barquinero, J. F. (2); Bugos Molina, A. M. (3); Campayo, J. M. (4); Carrasco De Fez, P. (5); Domínguez, I. (6); Fernández, C. (7); Fernández, C. (8); Fernández, J. L. (7); Garcia Gamuz, J. A. (1); Gomis-Ferraz, J. (4); Gyngiri, D. (1); Lopez, I. (7); Lozano, M. A. (8); Luis Simón, F. J. (9); Maño, A. (7); Mercado, A. M. (1); Montoro, A. (4); Moreno, M. (8); Navarro, J. L. (10); Olivares, A. (1); Pastor, N. M. (6); Prieto, M. J. (8); Ruiz, M. J. (3); Sierra, F. (8); Villaescusa, J. I. (4)
(1) Universidad de Murcia; (2) Universitat Autònoma de Barcelona; (3) Universidad de Málaga; (4) Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia; (5) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona,; (6) Universidad de Sevilla; (7) Centro Oncológico de Galicia; (8) Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid; (9) Hospital Virgen del Rocío de Sevilla; (10) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca de Murcia

INTRODUCCIÓN

En el marco del proyecto de I+D+i, financiado por el CSN: “Elaboración de un Protocolo Nacional en Dosimetría Biológica” se organiza este curso abierto, dirigido a profesionales e investigadores interesados en el uso de técnicas de citogenética aplicadas a la radioprotección y radiobiología. El curso tiene como objetivo principal divulgar y formar en el uso de estas técnicas, fomentando la transferencia de conocimiento en un ámbito crucial para la seguridad radiológica.

MATERIAL Y MÉTODOS

El curso se celebrará el 28 de febrero de 2025 en el Salón de Actos del Hospital General Universitario Morales Meseguer, en Murcia. Las sesiones incluirán clases magistrales presenciales y virtuales en tiempo real, abordando desde aspectos básicos hasta técnicas avanzadas. Entre los temas destacan la técnica de dicéntricos, micronúcleos, FISH y gH2AX, junto con aplicaciones de dosimetría

biológica en medicina nuclear, estudios genotóxicos y herramientas como Biodose Tools. La inscripción se realiza a través de la web de la Universidad de Murcia (https://webs.um.es/mab/miwiki/doku.php?id=playground:playground) (FIGURA 1).


I JORNADAS SOBRE TÉCNICAS Y APLICACIONES DE DOSIMETRÍA BIOLÓGICA FRENTE A RADIACIONES IONIZANTES

Murcia, 28 de febrero de 2025

Presencial: Salón de Actos del Hospital Morales Meseguer en Murcia

Telemático: a través de ZOOM se retransmitirán las ponencias que serán grabadas y se confeccionará un libro de resúmenes de las ponencias presentadas.

PROGRAMA

INSCRIPCIÓN GRATUITA

CSN

Entre los requisitos del proyecto I+D+i ***"Elaboración de un Protocolo Nacional de Dosimetría Biológica"*** *(Resolución Definitiva de 12 de diciembre de 2022, de la Secretaría General del Consejo de Seguridad Nuclear), en su apartado de difusión se contempla la realización de un curso abierto sobre la difusión de las técnicas de dosimetría biológica aplicadas a las radiaciones ionizantes. Los objetivos globales del proyecto son aunar a todos los equipos investigadores españoles que trabajan con las diferentes técnicas de dosimetría biológica aplicadas a las radiaciones ionizantes y que suponen una posibilidad de complementariedad de los diferentes equipos participantes. Se pretende atender al interés de todas las personas interesadas en la utilización de las técnicas de citogenética dentro del campo de la radioprotección y de la radiobiología.*

FIGURA 1: Presentación del curso en la página web de la Universidad de Murcia

RESULTADOS

El programa incluye exposiciones de destacados expertos nacionales. Las ponencias abarcarán tanto conceptos teóricos como estudios prácticos sobre estimación de dosis, radiosensibilidad y predicción de radiotoxicidad. Se espera como resultado la capacitación de los asistentes en técnicas de dosimetría biológica y el fortalecimiento de la red nacional de expertos.

DISCUSIÓN

El curso contribuirá a la difusión del conocimiento sobre dosimetría biológica, alineándose con los objetivos del proyecto para mejorar la preparación y respuesta ante emergencias radiológicas. Además, servirá como plataforma para fortalecer la colaboración interdisciplinar y establecer sinergias entre investigadores, médicos y técnicos del ámbito de la radioprotección.

CONCLUSIONES

Este curso abierto refuerza la importancia de la divulgación científica en dosimetría biológica, permitiendo ampliar el conocimiento y fomentar el uso de estas técnicas en el ámbito nacional. Su desarrollo constituye un paso más hacia la consolidación de un protocolo nacional sólido y funcional en esta área.

APLICACIÓN DE LA INTELIGENCIA ARTIFICIAL AL TRABAJO DEL RADIOFÍSICO

Sanchez Ramos, A. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Olmo Martin, P. (1); Pérez Rios, L. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

INTRODUCCIÓN

Este póster hace una revisión bibliográfica sobre trabajos en los que se han aplicado nuevas técnicas basadas en IA que potencian el trabajo del radiofísico, desde la planificación de tratamientos en radioterapia hasta el análisis de datos, la automatización de tareas complejas o el control de calidad de aceleradores. Estas tecnologías prometen no solo aumentar la eficiencia, sino también abrir nuevas posibilidades en la investigación y práctica diaria de nuestro trabajo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha hecho una revisión bibliográfica de trabajos publicados en “National Institutes of Health” (NIH), “ScienceDirect”, “ResearchGate”, “International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics” y “American Association of Physicists in medicine, Wiley”.

RESULTADOS

Los estudios recopilados demuestran que las técnicas de aprendizaje automático (ML) han mejorado significativamente la calidad y consistencia de los planes de radioterapia. El uso de sistemas de Knowledge-Based Planning (KBP) ha permitido evaluar

y garantizar planes reproducibles y de alta calidad, independientemente del nivel de experiencia del planificador. Por ejemplo, herramientas como RapidPlan™ han optimizado planes IMRT, mientras que modelos predictivos basados en redes neuronales artificiales (ANN) han identificado errores en colimadores multilámina (MLC) antes o durante la administración del tratamiento. Además, los modelos predictivos aplicados a QA virtual en VMAT han mostrado alta sensibilidad para detectar fallos relacionados con la configuración del plan, ahorrando tiempo y recursos. Por otro lado, técnicas avanzadas como Radiomics y delineación automática basada en redes neuronales convolucionales (CNN) han mejorado la precisión en la segmentación de volúmenes objetivo y la predicción de respuesta tumoral.

DISCUSIÓN

La implementación de ML en radiofísica ofrece beneficios claros al automatizar tareas complejas, reducir variabilidad entre especialistas y optimizar recursos clínicos. Sin embargo, su eficacia depende de la calidad y cantidad de datos históricos disponibles para entrenar los modelos. Esto plantea desafíos relacionados con la recopilación, estandarización y actualización continua de los datos utilizados. Además, aunque herramientas como KBP y ANN muestran resultados prometedores, su integración en entornos clínicos requiere capacitación técnica para los radiofísicos y validaciones adicionales para garantizar su aplicabilidad en diferentes escenarios clínicos. Por último, las técnicas avanzadas como Radiomics y CNN abren nuevas posibilidades en personalización del tratamiento, pero requieren mayor investigación para su adopción generalizada.

CONCLUSIONES

El uso de inteligencia artificial en radiofísica está transformando la planificación y administración de tratamientos radioterápicos al mejorar la precisión, consistencia y eficiencia. Herramientas como KBP, ANN y CNN han demostrado ser efectivas para optimizar planes, predecir errores y reducir tiempos operativos. Estas tecnologías no solo benefician a los radiofísicos al facilitar su trabajo, sino que también mejoran los resultados clínicos al garantizar estándares elevados en el tratamiento. La continua recopilación de datos y refinamiento de modelos será clave para maximizar el potencial de estas herramientas en el futuro cercano.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA REDES SOCIALES

Medina Gironzini, E. (1)
(1) Federación de Radioprotección de América Latina y el Caribe–FRALC

INTRODUCCIÓN

Las redes sociales son un medio muy útil y eficaz de comunicación inmediata de noticias, eventos y actividades en materia de protección radiológica, permitiendo a los lectores mantenerse al día sobre temas de interés y permitiendo además mejorar las relaciones profesionales. Este trabajo muestra la experiencia en los primeros 12 años de trabajo en Facebook, así como lo que viene haciendo en otros grupos y perfiles sobre la especialidad.

MATERIALES Y MÉTODOS

Como antecedente sobre la difusión de temas de protección radiológica, la lista de interés “Radioprotección” está vigente desde el año 2002 y cuenta con 2700 suscriptores de 32 países que intercambian información por correo electrónico.

Desde el 8 de julio de 2013 existe el Grupo Protección Radiológica:

https://www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial que cuenta con 23.700 miembros (56% mujeres, 44% hombres) de 45 países. El 69% de los miembros tienen entre 25 y 44 años de edad. Más del 90% de los miembros son de América Latina. La mayor parte de las publicaciones están en español. Desde su creación, en este Grupo se editan semanalmente alrededor de 15 publicaciones. Las publicaciones son aprobadas por el moderador, quien además busca información en los diversos medios, destacando los anuncios de organizaciones como: ICRP, OIEA, OPS, FRALC, SEFM, SEPR, RPOP, AAPM, IRPA, ARN, FORO, etc. El grupo es un importante medio para anuncio de congresos, simposios y eventos técnicos que se realizan a nivel nacional e internacional. También se anuncian cursos y videoconferencias, y hasta el momento se han distribuido enlaces para descargar más de 50 publicaciones. Se han publicado noticias técnicas de diarios y revistas. Los enlaces a vídeos y presentaciones también son motivo de difusión en el grupo, así como infografías y fotos. Periódicamente, se monitorean las publicaciones, visualizando aquellas que tienen mayor popularidad, destacando que los temas de mayor interés son del ámbito médico.

Para complementar este trabajo y para que algunos temas lleguen a mas personas que no usan Facebook o no están suscritas al Grupo de PR, se moderan otras páginas de libre acceso como: www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial Creada el 11 febrero 2013 para diversos temas de protección radiológica (14.000 seguidores) www.facebook.com/redlapram Creada el 20 septiembre 2017 para temas de protección radiológica en medicina (12.100 seguidores)

Otros medios de difusión de temas de la especialidad son: LinkedIn, con una cuenta personal creada el 29 enero 2013 con 13.500 contactos:

https://www.linkedin.com/in/eduardo-medina-gironzini-7540359/

Y la cuenta personal de Instagram creada el 8 julio 2016 con 740 seguidores: https://www.instagram.com/medina.gironzini.eduardo/

RESULTADOS

Las redes sociales son muy útiles para estar al día en temas de protección radiológica como demuestra el Grupo de Protección Radiológica de Facebook integrado por personas que trabajan en organismos reguladores, universidades, instalaciones radiactivas y nucleares, industria, etc. Además ayuda a resolver problemas técnicos, aumentar la colaboración, conocer especialistas y ampliar el círculo profesional entre colegas de diferentes países.

CONCLUSIONES

El Grupo de Protección Radiológica sigue y seguirá cumpliendo el objetivo para el que fue creado, contribuyendo a fortalecer la protección radiológica en nuestros países.

GESTIÓN DE LA INFORMACIÓN Y FORMACIÓN DEL PERSONAL EXPUESTO A RADIACIONES IONIZANTES EN CENTROS DE INVESTIGACIÓN

Caparrós De La Jara, G. (1); Esparza Collado, I. (1); Letre Nieto, M. (1)
(1) Centro de Biología Molecular Severo Ochoa

Este trabajo se presenta como un modelo de gestión de la formación e información sobre la exposición de trabajadores a RADIACIONES IONIZANTES en centros de investigación de gran tamaño, usando como referencia el Centro de Biología Molecular Severo Ochoa (CSIC-UAM) donde hay un elevado recambio de personal que incluye estudiantes (grado, máster, tesis), diferentes perfiles de personal investigador y técnico, servicios de apoyo, etc.

El CBM cuenta con una Instalación Radiactiva autorizada y clasificada como de 2° categoría tal y como se define en el art. 44 del RD 1217/2024. Según el RD1029/2022, el titular de la práctica será el responsable de clasificar a sus trabajadores expuestos como categoría B (art. 21) y gestionar la información y formación de los mismos (art. 23).

Desde de la incorporación de un nuevo trabajador en el CBM, la labor en materia preventiva frente al riesgo de exposición a radiaciones ionizantes se realiza en las siguientes fases:

- El trabajador designado en Prevención de Riesgos Laborales imparte a todo el personal de nueva incorporación un seminario inicial y presencial de formación, facilitándoles el Manual de Acogida donde viene reflejada la información mínima y necesaria sobre Seguridad y Salud.
- El responsable de cada laboratorio o servicio, en coordinación con el Servicio de Radioprotección, es el encargado de informar al nuevo trabajador sobre los riesgos a los que estará expuesto, en qué tipo de instalación y las normas que ha de seguir de acuerdo con los Manuales de trabajo seguro en el laboratorio.
- Finalmente, se requiere una autorización especial concedida por el Servicio de Radioprotección y una formación teórica y práctica específica inicial y continuada impartida por los Operadores y Supervisores responsables de la Instalación. La formación versará sobre los riesgos relativos a la exposición a la radiación propios de su puesto de trabajo, los fundamentos y procedimientos de protección radiológica, planes de emergencia, así como la especial protección de embarazadas y mujeres en periodo de lactancia.

La periodicidad con la que se imparte la formación continuada en estas materias se realiza en función del grado de responsabilidad y del riesgo de exposición a radiaciones ionizantes propio de su puesto de trabajo.

La complejidad de gestión de un gran centro de investigación como el CBM, requiere la coordinación de un equipo multidisciplinar integrado por los distintos servicios y un flujo de información permanente entre ellos con el fin de garantizar la protección a los trabajadores.

En este sentido, la Radioprotección como parte constitutiva de la prevención ha de estar presente en todo el proceso de gestión y contemplada en la actividad preventiva del Centro.

Mediante esta gestión de la información y formación se ha mejorado el seguimiento de las normas y se ha reducido significativamente la incidencia de incidentes y accidentes.

Este modelo de gestión podría ser usado en cualquier otro Centro con características similares al CBM.

DESARROLLO DE UN PLAN DE FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL ESPECÍFICO PARA EL PERSONAL DE INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA

García Fernández, G. F. (1); Castro Novais, J. (2); Mazal, A. (2)
(1) Universidad Politécnica de Madrid; (2) Centro de Protonterapia Quirónsalud

ANTECEDENTES

La terapia de protones tiene un potencial creciente para tratar algunos tumores y en la última década los centros de protones están creciendo rápidamente en todo el mundo, con un pronóstico que se duplicará en los próximos cinco años. La llegada a España fue muy reciente, con un primer centro operativo desde diciembre de 2019, y el segundo en abril de 2020. Un tercer centro, el primero del Sistema Público de Salud, está en construcción, y, finalmente, en agosto de 2022, se anunció la construcción de diez nuevas salas de terapia de protones para el Sistema Público de Salud, gracias a una donación de 280 millones de euros de la Fundación Amancio Ortega. Este escenario pone de manifiesto la necesidad de completar la formación de profesionales en protección radiológica para este tipo de instalaciones, por lo tanto, considerando los conocimientos que los supervisores y el equipo técnico, así como el personal y las personas de los equipos clínicos, deben tener y saber para operar la instalación de manera segura, en términos de protección radiológica, el objetivo principal de este trabajo es desarrollar un plan de capacitación específicamente enfocado a la protección radiológica operacional en los centros de protonterapia similares a los que funcionan en la actualidad, y a los que están en fase de ejecución. En estas instalaciones intervienen dos áreas de trabajo diferentes en la protección radiológica, por lo que habrá una especialización en función del perfil del profesional.

METODOLOGÍA

Los profesionales deben realizar la capacitación simultáneamente con el desarrollo de su actividad laboral, parte del plan de capacitación se desarrollará de manera híbrida, con actividades a distancia y lecciones asíncronas. Un segundo grupo de actividades vinculadas a las mediciones de radiación, deberán realizarse presencialmente en el Laboratorio de Tecnología Nuclear de la UPM (LTN-UPM). Finalmente, en una tercera etapa, la formación se completará en un centro de protones similar al que trabajarán en el futuro. El plan de formación se basará en la evaluación de las competencias y capacidades de protección radiológica, más que en calificaciones. El plan de formación se basará en la evaluación de competencias y capacidades más que en las cualificaciones. Comprenderá lecciones asíncronas y una plataforma de aprendizaje online de los fundamentos. El plan de formación estará certificado dentro del sistema nacional de salud, e incluirá los temas principales sobre radioprotección en centros de protonterapia, desde la tecnología hasta los requisitos legales y los desafíos sobre nuevos modos de aplicación de dosis, desarrollos futuros, así como en centros compactos de protonterapia. El plan de formación se desarrollará a nivel nacional e internacional.

CONCLUSIONES

El escenario previsto, tanto en España como a nivel mundial, pone de manifiesto la necesidad de formar profesionales en protección radiológica en instalaciones de protonterapia de protones. El plan de formación propuesto se desarrollará de forma híbrida, con actividades seguidas a distancia, otras realizadas presencialmente en el laboratorio, y finalmente, en una tercera etapa, actividades in situ en un centro de protonterapia en condiciones reales de operación.

ÁREA TEMÁTICA: CULTURA DE SEGURIDAD

OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA PEDIÁTRICA EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE (OPRIPALC). LOGOS Y DESAFÍOS DE UN PROGRAMA INTERNACIONAL

Ubeda De La Cerda, C. (1); Vaño, E. (2); Pérez, M. Del R. (3); Shannoun, F. (4); Van Deventer, E. (4); Jimenéz, P. (5); Ramírez, R. (6); Miranda, P. (7); Pérez, M. (8)

(1) Universidad de Tarapacá; (2) Universidad Complutense-Hospital Clínico San Carlos; (3) Sociedad Argentina de Protección Radiológica; (4) Organización Mundial de la salud; (5) Organización Panamericana de la salud; (6) Organismo Internacional de Energía Atómica; (7) Hospital Luis Calvo Mackenna; (8) Servicio Radiología Hospital Alvarez Buylla

INTRODUCCIÓN

El objetivo del trabajo es presentar los logros y desafíos del programa "Optimización de la Protección en Radiología Intervencionista Pediátrica en América Latina y el Caribe" (OPRIPALC), iniciativa internacional, liderada desde la Organización Mundial de la Salud, la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y el Organismo Internacional de Energía Atómica, cuyos propósitos fueron: Promover una cultura de seguridad radiológica; Mejorar la calidad de estos procedimientos; Definir estrategias de optimización basadas en los Niveles de Referencia para Diagnóstico (NRD) y producir un documento de consenso sobre buenas prácticas.

MATERIAL Y MÉTODO

Los países de la Región, a través de las oficinas de la OPS de cada país, fueron invitados oficialmente a participar en esta iniciativa. Posteriormente, se seleccionó un conjunto de hospitales y se realizaron una serie de reuniones virtuales de coordinación técnica para consensuar una metodología y plan de trabajo que fue revisado año a año. Para recabar la información de cada centro, se realizaron 5 encuestas. También se formaron grupos de trabajo entre los profesionales participantes de OPRIPALC. Inicialmente, los valores de dosis a los pacientes fueron recogidos manualmente por cada centro, y enviados a la Universidad de Tarapacá para su análisis. A partir de 2021, se ofreció un sistema automático de gestión de dosis DOLQA del servicio de Física Médica del Hospital San Carlos de Madrid. En los años 2022 y 2023, se realizaron reuniones de trabajo presenciales.

RESULTADOS

Se procesaron datos de 2903 procedimientos de cardiología pediátrica y se propusieron NRDs para procedimientos diagnósticos y terapéuticos agrupados por bandas de edad y peso. Se avanzó con una propuesta de pruebas básicas de control de calidad. Se propuso una nomenclatura común para clasificar los procedimientos, junto con establecer niveles de complejidad de los mismos. Fue desarrollado un protocolo estándar de investigación y se redactó un documento de consenso con guías prácticas para optimizar la protección y seguridad radiológicas en cada centro.

DISCUSIÓN

Se lograron avances en los propósitos de OPRIPALC, superando los desafíos planteados por la pandemia de COVID-19. Fueron elaborados trabajos para su presentación en revistas científicas, seminarios y congresos. También se llevaron a cabo una decena de actividades de formación en protección radiológica y garantía de calidad para profesionales. A lo largo de estos años, la comunicación ha sido predominantemente virtual (comunicaciones a través del correo electrónico, reuniones virtuales y un grupo de WhatsApp). Se creó una página web (https://opripalc.org/) con la información básica sobre el programa. En el último año del programa participaron 37 centros de 13 países, aunque con diferentes grados de actividad. El documento de consenso sobre buenas prácticas se encuentra en la etapa final de edición. Como temas pendientes han quedado la integración de sistemas automáticos de gestión de dosis, el análisis de las dosis de radiación ocupacional, su correlación con las dosis de pacientes pediátricos y las estrategias para reducirlas.

CONCLUSIONES

El programa OPRIPALC representa un esfuerzo internacional organizado que puede servir como modelo para ser aplicado en otras regiones del mundo.

ADAPTACIÓN DE LOS RECURSOS HUMANOS EN LA CREACIÓN DE UNA UNIDAD DE RADIOTERAPIA

Hernandez Gonzalez, D. (1); Sanchez Ruiperez, J. (1); Benito García, J. C. (1); Quintana Rufes, M. (1); Altayo Alonso, J. (1); Fernandez Lara, A. A. (2); Agüera Rodríguez, R. (2); Martín Rincón, C. (2); Doncel Herrero, P. (1); Fernández Luengo, N. (1)
(1) Complejo Asistencial de Avila Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (2) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

OBJETIVOS

El fondo de recuperación “Next Generation” financiado por la Unión Europea ha permitido que el sistema sanitario público posea una tecnología innovadora, mejorando la calidad de vida de los pacientes y la población en general.

Este estudio pretende analizar los medios humanos que se necesitan acordes a los medios tecnológicos que se han establecido en una nueva unidad satélite de oncología radioterápica.

MATERIALES Y MÉTODOS

En julio de 2023 se iniciaron las pruebas de aceptación del acelerador TrueBeam 4.1 (VARIAN) instalado en Ávila, la primera unidad satélite de radioterapia de Castilla y León. Para realizar las medidas de aceptación y estado de referencia inicial, se contrató a dos radiofísicos y dos técnicos superiores de radioterapia y dosimetristas (TSRD).

Simultaneamente a las medidas de comisionado, había un oncólogo radioterápico que pasaba las consultas, ayudado por una enfermera, una técnica de cuidados auxiliares de enfermería (TCAE) y un auxiliar administrativo.

En noviembre se inician los primeros tratamientos de los pacientes.

En febrero de 2024 se comienza con el turno de tarde. En ese mismo mes se adapta un TC del servicio de radiodiagnóstico para realizar la mayor parte de las simulaciones, evitando desplazamientos de pacientes al centro de referencia.

Durante los meses de verano se aumentan los recursos humanos (RRHH) de radiofísica y de oncólogos radioterápicos.

La previsión inicial de pacientes tratados en la unidad satélite, recogida en el plan funcional, era de 264 pacientes, en un único turno de mañana.

RESULTADOS

Inicialmente la plantilla de la Unidad Satélite contaba con 8 integrantes.

Un mes antes del inicio de los tratamientos, se incrementó la plantilla en un 88% respecto del personal contratado hasta la fecha.

La estimación inicial de pacientes que se tratarían en la unidad satélite de Ávila quedó infravalorada en los primeros meses de tratamiento. El turno de tarde y la adaptación del TC para realizar simulaciones, llevó asociado la incorporación de tres TSRD y una enfermera.

En verano se suma un oncólogo radioterápico y un radiofísico, siendo el número total de RRHH de 21 personas. Plantilla que se mantiene en la actualidad. (imagen1).

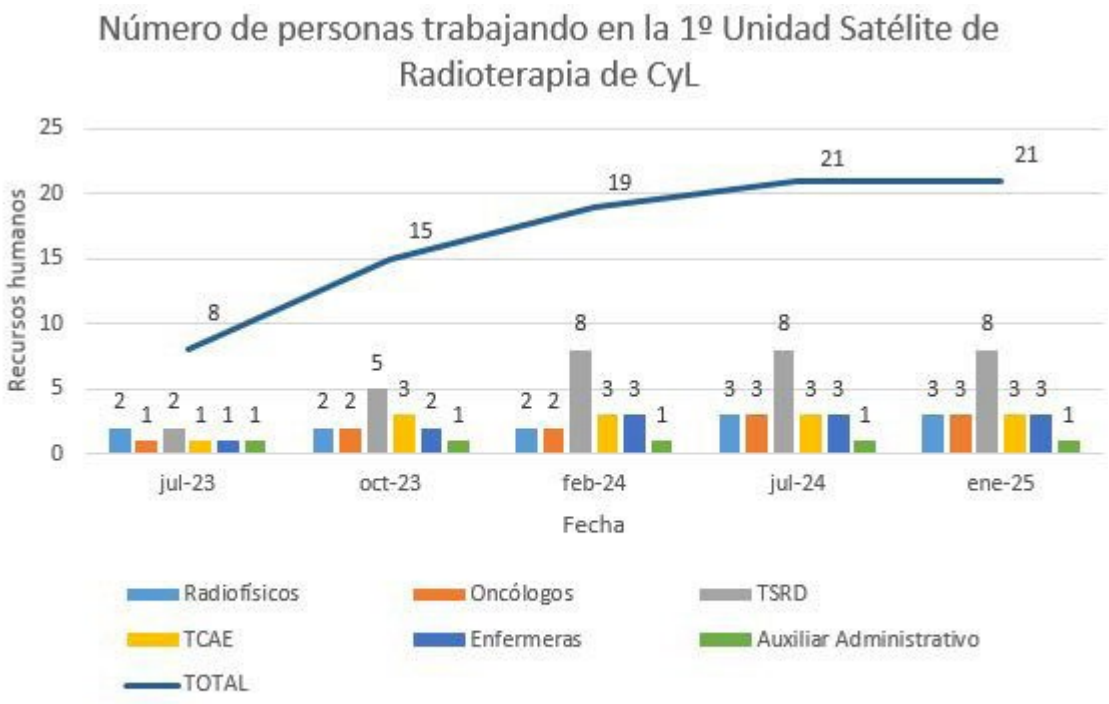


Imagen1. Número de personas que trabajan en la unidad satélite de Ávila clasificadas por departamento. Se aprecia que en todos los estamentos, salvo auxiliar administrativo ha aumentado la plantilla.

Los RRHH han incrementado un 163% respecto desde que se iniciaron las medidas de comisionado en la unidad satélite hasta el año. (tabla1).

Mes	Número total de trabajadores	Incremento de plantilla respecto al comisionado (%)
jul-23	8	
oct-23	15	88%
feb-24	19	138%
jul-24	21	163%
ene-25	21	163%

Tabla1. Incremento en porcentaje del número total de recursos humanos respecto del inicio de la unidad satélite de radioterapia

Se han tratado 432 pacientes durante el primer año de funcionamiento, un 163% más de lo previsto inicialmente.

DISCUSIÓN

Los RRHH de radiofísica y oncología radioterápica deben de ir creciendo a medida que lo hace la dotación tecnología y las nuevas técnicas que se implementan en los servicios, para poder sacar el máximo potencial al equipamiento adquirido en los servicios. Este hecho repercutirá en un incremento de calidad de vida de los pacientes.

En las unidades satélites, cualquier mínimo desajuste de las plantillas ordinarias, puede implicar tener que alterar el funcionamiento habitual de la unidad.

CONCLUSIONES

La plantilla de la primera unidad satélite de radioterapia en Castilla y León ha crecido con los recursos humanos mínimos para dar cobertura al volumen de pacientes que reciben tratamiento de radioterapia en Ávila.

INTEGRACIÓN HIS_ARIA: AUTOMATIZACIÓN DE TAREAS EN UNA UNIDAD SATÉLITE DE RADIOTERAPIA

Hernández González, D. (1); Sánchez Ruipérez, J. (2); Benito García, J. C. (2); Quintana Rufes, M. (2); Altayo Alonso, J. (2); Ramos Pacho, J. A. (3); Arroyo Sánchez, C. (3); Martín Rincón, C. (3); Doncel Herrero, P. (2); Fernández Luengo, N. (2)
(1) Hospital Nuestra Señora de Sonsoles (Ávila); (2) Complejo Asistencial Ávila / Complejo Asistencial Universitario de Salamanca; (3) Complejo Asistencial Univeristario de Salamanca

OBJETIVOS

La digitalización de los servicios de radioterapia ha supuesto un gran avance en la documentación de las historias de los pacientes.

Actualmente multitud de servicios duplican o incluso triplican las actividades y citas de los pacientes en los diferentes softwares para que sea visible en todos los sistemas de información que se requieren para poder tratar a los pacientes.

Este trabajo analiza la integración de los datos y la automatización de las tareas y actividades de los pacientes en los sistemas de información hospitalaria de una unidad satélite de radioterapia.

MATERIALES Y MÉTODOS

Inicialmente, para un mismo paciente nuevo en la unidad satélite de radioterapia, se necesitaban dos números de historia clínica (NHC) o identificativos (ID) diferentes: uno para el sistema de información (HIS) del hospital de referencia (Salamanca) y ARIA, y otro NHC para el HIS del hospital de la unidad satélite (Ávila).

Con el NHC de Salamanca, el paciente se registra en ARIA. Se añaden manualmente las tareas y actividades en ARIA que el paciente realizará hasta la finalización del tratamiento.

En el TC de simulación en la unidad satélite, se necesita el NHC de Ávila. Las imágenes de los pacientes quedan guardadas con ese ID. Para importar las imágenes, por un lado en ARIA se introduce el NHC del Salamanca y por otro lado se busca la carpeta del paciente pero con el NHC de Ávila.

Cada actividad a realizar, hay que generar manualmente la fecha y hora en cada uno de los sistemas informáticos que se utilizan en la clínica diaria (HIS del hospital de referencia, ARIA, HIS del hospital de la unidad satélite).

Para realizar la integración, se contactó con el departamento de integraciones tanto de la gerencia regional de salud, como de VARIAN. Se establece un ID único del paciente, siendo elegido el Código de Identificación Personal Autonómico (CIPA) como NHC para todos los pacientes.

Se revisa que en todos los pacientes creados en la base de datos de ARIA se ha modificado su ID correctamente.

La mensajería que se puede mapear tiene que tener una agenda y una prestación en HIS. Esa agenda y esa prestación tienen que tener un recurso y una actividad asignada en ARIA (Tabla1).

Prestación HIS	Actividad ARIA
2.1	1ª Visita
SIM-IN	Simulación inicial
2.5tel	Revisión telefónica

Agenda HIS	Recursos ARIA
RDT1	Consulta1
RDT2	Consulta2
RDT3	Simulador

Tabla1.Ejemplo de prestaciones y agendas del HIS que se corresponden con actividades y recursos de ARIA

RESULTADOS

Utilizar el CIPA como identificativo, ha permitido prescindir del HIS del hospital de referencia para registrar el paciente en ARIA.

Tener un único NHC, ha evitado errores de importar imágenes en pacientes cuyo NHC de Salamanca coincida con el NHC del hospital de la unidad satélite de otro paciente diferente.

Al realizar la integración se cita la agenda y la prestación del paciente en el HIS de la unidad satélite y automáticamente se vuelcan la actividad y el recurso en ARIA. Cuando se reprograman las actividades en el HIS, también automáticamente, se reprograma la actividad en ARIA (Imagen1).

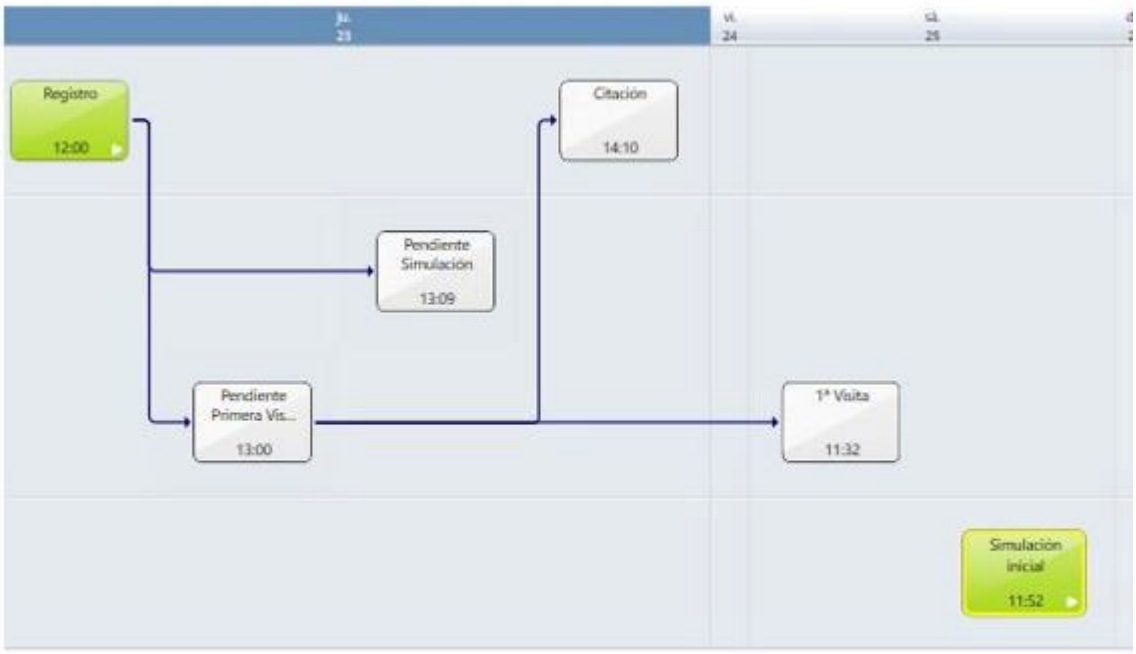


Imagen 1. Una vez creada la actividad en HIS de la unidad satélite, automáticamente se genera en ARIA. En el caso de reprogramar la actividad en HIS, también se reprograma en ARIA.

Todo ello supone una notable reducción de tiempo.

CONCLUSIONES

Automatizar las tareas permite optimizar los tiempos y minimizar errores, mejorando la calidad y seguridad del flujo de trabajo en los pacientes de oncología radioterápica.

MEJORA DE LA SEGURIDAD DEL PACIENTE CON LA APLICACIÓN CLÍNICA DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO

Sánchez-Artuñedo, D. (1); Fa-Asensio, X. (1); Varó-Curbelo, A. (1); Beltran Vilagrasa, M. (1)
(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron (Barcelona)

INTRODUCCIÓN

PerFRACTION (Sun Nuclear Corporation) es un software de seguridad y garantía de calidad para radioterapia externa. PerFRACTION calcula la dosis administrada utilizando los archivos de registro generados por el tratamiento y, si están disponibles, las imágenes de CBCT. Además, PerFRACTION calcula una distribución de dosis de tránsito, basada en la radiación que sale a través del paciente, utilizando el plan de tratamiento y la TC de planificación. La dosis de tránsito prevista puede compararse con la imagen de tránsito, si se ha adquirido, una vez calibrado el software. Por lo tanto, PerFRACTION puede detectar desviaciones entre la dosis administrada y la dosis planificada.

El objetivo de este trabajo es evaluar la mejora en la seguridad del paciente introduciendo PerFRACTION (v. 2.10) en un servicio de radioterapia que trata con técnicas moduladas utilizando linacs convencionales.

METODOLOGÍA

MARRTA es una metodología prospectiva de evaluación de riesgos. MARRTA divide el proceso de radioterapia en siete etapas: decisión terapéutica (DEC), localización (LOC), Delineación de volúmenes (DEL), planificación de tratamiento (PLA), verificación post-planificación (VER), sesión inicial (SIN) y tratamiento diario (TTD). En cada etapa y para cada evento desencadenante, el riesgo se obtiene en función de la frecuencia de ocurrencia, la probabilidad de detección antes de que se produzca y las consecuencias una vez que se ha producido. Basándose en la metodología MARRTA, PerFRACTION es un reductor de consecuencias.

Se realizó un análisis de riesgos con la configuración de MARRTA por defecto. A continuación, evaluamos si PerFRACTION era un reductor de consecuencias para cada evento desencadenante. Por último, evaluamos la disminución de las consecuencias de cada evento desencadenante y la disminución global del riesgo tras implementar PerFRACTION.

RESULTADOS

La figura muestra los cambios en la distribución de las consecuencias al introducir PerFRACTION en el proceso de radioterapia.

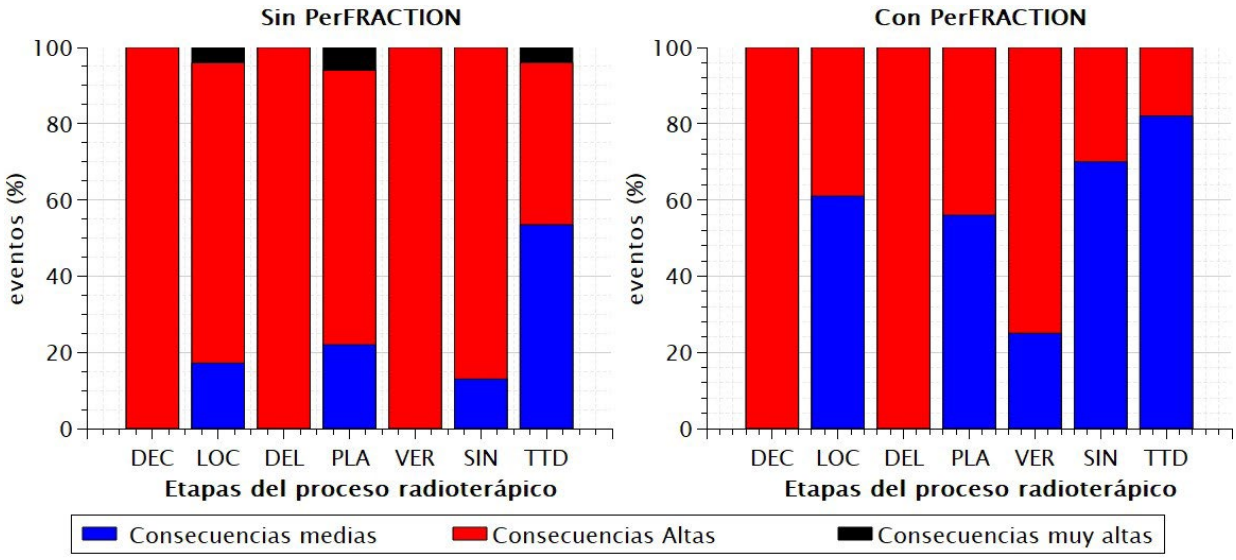


Figura Distribución de consecuencias de los diferentes eventos desencadenantes para cada paso de la radioterapia sin y con la implementación de PerFRACTION.

En ninguno de los eventos relacionados con la decisión clínica y los pasos de contorneado incluidos en MARRTA, PerFRACTION fue un reductor de consecuencias. La mayoría de los eventos en los que PerFRACTION actuó como reductor de consecuencias se produjeron en la simulación (69% de los eventos), la planificación (61%), la primera fracción (78%) y en las fracciones consecutivas (82%).

Cuando se implantó PerFRACTION, los eventos con consecuencias altas se redujeron del 73,6% al 41,8% y no se encontró ningún evento con consecuencias muy altas. En cuanto al riesgo global, en nuestra institución no hubo ningún evento desencadenante categorizado como de muy alto riesgo. Sin embargo, una vez implantado PerFRACTION los eventos de riesgo alto disminuyeron de 13 a 9.

DISCUSIÓN

PerFRACTION es un reductor de consecuencias que actúa sobre algunas etapas del proceso de radioterapia

Con la implementación de PerFRACTION, se reducen las consecuencias de algunos eventos desencadenantes y se disminuye el número de eventos de riesgo alto.

CONCLUSIÓN

La implementación de PerFRACTION disminuye el número de eventos con riesgo alto y por tanto, mejora la seguridad del paciente.

IMPACTO DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN LA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN RADIOTERAPIA EXTERNA

Sánchez-Artuñedo, D. (1); Oliver-Tapias, A. (1); Fernández-Rodríguez, Ó. (1); Campos-Domenech, A. (1); Beltran Vilagrasa, M. (1)
(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron (Barcelona)

INTRODUCCIÓN

PerFRACTION™ (v.2.10.0, Sun Nuclear Corporation) es un software que ayuda a mejorar la calidad y la seguridad de los tratamientos de radioterapia externa calculando la dosis administrada a partir de los log files y mediante las imágenes de tránsito adquiridas durante el tratamiento. El sistema permite establecer tolerancias y si el resultado está por debajo de la tolerancia envía una alerta a los usuarios.

El objetivo de este trabajo es analizar como las alertas enviadas por PerFRACTION™ han permitido identificar los pacientes que han requerido una replanificación del plan de tratamiento. Adicionalmente, se analiza el tiempo desde que se decide la replanificación hasta que ésta se implementa clínicamente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Mediante un script de SQL Server Management Studio (v. 20.1.10.0, Microsoft) se extrajeron todas las sesiones de tratamiento administradas entre marzo del 2023 y noviembre de 2024 de tratamientos de mama, cabeza y cuello y pulmón. Se determinó el porcentaje de sesiones correctas, el número de sesiones con resultado fuera de la tolerancia establecida, y de éstas el porcentaje de sesiones en que la desviación era un falso positivo.

Del total de pacientes con sesiones fallidas se estudiaron aquellos pacientes en que la corrección de la desviación fue realizar un nuevo plan de tratamiento. Del sistema de registro y verificación de tratamientos Aria (Varian Medical Systems), se extrajeron las sesiones que se habían administrado previas a la replanificación y el número de sesiones administradas mientras se realiza el nuevo plan teniendo en cuenta la adquisición del nuevo CT de planificación, si procede, la delimitación de los nuevos volúmenes, y el cálculo y verificación del nuevo plan de tratamiento.

RESULTADOS

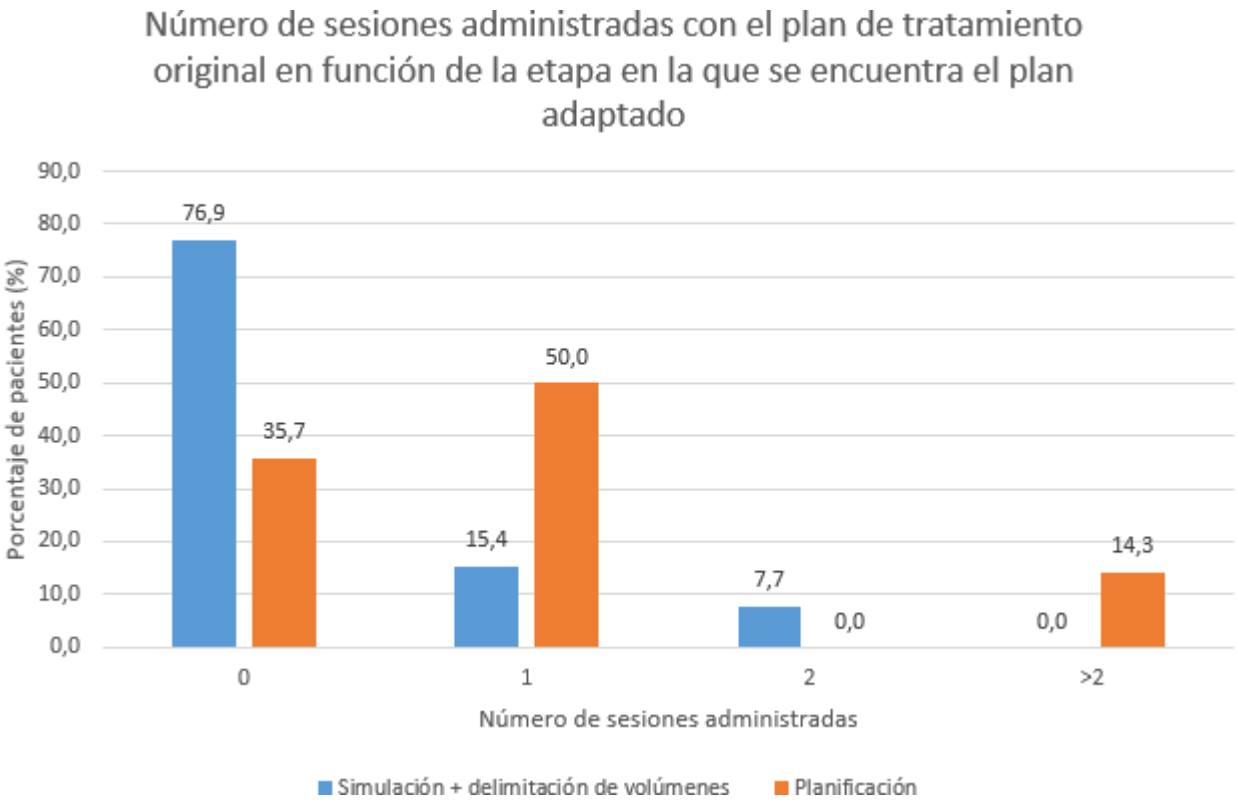
La tabla muestra los resultados del número de pacientes analizados con PerFRACTION™ y cuántos requieren replanificación y cuándo se produce.

Tabla. Pacientes tratados en el período de marzo de 2023 a octubre de 2024 analizados con PerFRACTION que requieren una replanificación y en qué semana se produce.

	Mama	Pulmón	Cabeza y cuello
Núm. pacientes tratados	661	384	372
Sesiones fail (%)	15,0	39,8	22,0
Sesiones verdadero fail (%)	7,9	15,1	6,5
Pacientes replanificados (%)	2,0	8,1	1,9
Pacientes replanificados 2 veces (%)	0,2	2,3	0,3
Planes replanificados 1a semana de tratamiento (%)	61,5	45,2	28,6
Planes replanificados 2a semana de tratamiento (%)	46,2	29,0	14,3
Planes replanificados 3a semana de tratamiento (%)	0,0	35,5	42,9
Planes replanificados a partir de la 3a semana de tratamiento (%	0,0	19,4	28,6

En cabeza y cuello las causas de la replanificación fueron progresión tumoral (1), pérdida de peso del paciente (4), mala reproducibilidad (1), e inmovilizador no incluido en el volumen de cálculo (1). En mama cambio en el volumen de tratamiento (9), respiración sostenida no reproducible (2), y error en el skin flash (2). En pulmón la causa mayoritaria (30) fue el cambio en volumen tumoral y/o cambios en el pulmón.

La gráfica muestra el número de sesiones administradas con el plan original de tratamiento mientras está en proceso de simulación y delimitación de volúmenes y en la etapa de planificación.



DISCUSIÓN

La mayor causa de replanificación fue debida a cambios en el volumen tumoral o el contorno externo del paciente, presentándose principalmente en pulmón. El proceso de simulación y delimitación de los nuevos volúmenes suele realizarse en el intervalo de una sesión de tratamiento, mientras que el nuevo plan de tratamiento suele realizarse en dos sesiones de tratamiento.

CONCLUSIÓN

Las alertas recibidas de con PerFRACTION™ han indentificado cambios antómicos que han conllevando una replanificación del plan que no siempre detectó la IGRT. El tiempo trasncurrido para implemenatr el nuevo plan es inferior a 2 días para el 85% de los pacientes.

METODOLOGÍA MARRTA EN EL SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA DEL HUMV

Gutiérrez Ruiz, M. (1); Vázquez, J. A. (1); Reguilón, A. (1); Uzquiza, J. (1); Ropero, A. (1); Lozano, N. (1); Domínguez, B. (1); Fabregat, R. (1); Suárez, N. (1); Delgado, P. (1); Arrebola, S. (1); Raba, J. I. (1); Pacheco, M. T. (1)
(1) (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

El proceso radioterápico es complejo, multidisciplinar y consta de numerosas etapas susceptibles de presentar riesgos que desencadenen desviaciones en la dosis que recibe el paciente.

El Real Decreto 601/2019 exige la implantación de un sistema de registro y análisis de sucesos por exposiciones médicas no intencionadas, que permita clasificar los incidentes según la valoración del riesgo y en función de la repercusión clínica para el paciente.

El proyecto MARRTA (MAtrices de Riesgo en Técnicas Avanzadas en Radioterapia), con el apoyo de SEFM, SEOR, SEPR, CSN y AETR, facilita el análisis de riesgos en radioterapia a través de un software que parte de un modelo de riesgo que incluye conjuntos extensos de sucesos iniciadores (posibles errores y fallos) y elementos de seguridad para cada etapa del proceso radioterápico, comunes a cualquier servicio.

La implementación de esta metodología requiere la formación de profesionales, la creación de un grupo de trabajo, reuniones periódicas y la difusión de los resultados para fomentar la cultura de seguridad del paciente en el servicio.

El objetivo del trabajo es implementar la metodología MARRTA en el Servicio de Oncología Radioterápica (SOR) del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla (HUMV) para optimizar la seguridad del paciente radioterápico.

MATERIAL Y MÉTODO

Se constituye un grupo de trabajo específico, formado por dos radiofísicos, dos oncólogos radioterápicos, cuatro técnicos especialistas en radioterapia (TERT) y dos enfermeras, cuyos miembros iniciales recibieron formación en metodología MARR.

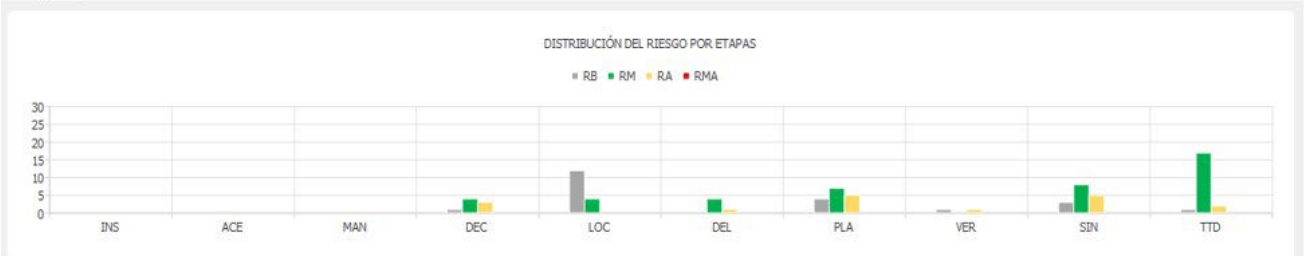
Se programan reuniones periódicas para identificar los sucesos iniciadores (SI) propuestos por el software del proyecto MARRTA que aplicaban al servicio. Para cada uno, se seleccionan los reductores de frecuencia, las barreras y los reductores de consecuencias ya existentes. Esto se analiza para cada etapa del proceso radioterápico. Asimismo, se proponen medidas adicionales de mejora y se propone realizar el seguimiento de las mismas tras su implantación.

RESULTADOS

El grupo de trabajo MARRTA celebra 12 reuniones en 2024. Se identifican 17, 44 y 22 SI de riesgo alto (RA), riesgo medio (RM) y riesgo bajo (RB), respectivamente. Los SI-RA más frecuentes corresponden a las etapas de “planificación de tratamiento” y “sesión inicial”. Los SI-RM más frecuentes ocurrieron durante la etapa “tratamiento diario” y los SI-RB durante la etapa “localización”.

Riesgo por etapas | Iniciadores de mayor riesgo

	Etapa	Riesgo Muy Alto (RMA)	Riesgo Alto (RA)	Riesgo Medio (RM)	Riesgo Bajo (RB)	Total
1	Instalación inicial de los equipos	0	0	0	0	0
2	Aceptación y puesta en servicio	0	0	0	0	0
3	Mantenimiento de los equipos	0	0	0	0	0
4	Decisión terapéutica	0	3	4	1	8
5	Localización	0	0	4	12	16
6	Delineación de volúmenes	0	1	4	0	5
7	Planificación de Tratamiento	0	5	7	4	16
8	Verificación post-planificación	0	1	0	1	2
9	Sesión Inicial	0	5	8	3	16
10	Tratamiento Diario	0	2	17	1	20
11	Total	0	17	44	22	



A partir de estos resultados se proponen 15 barreras que se analizan en la Comisión de Garantía de Calidad de Radioterapia del HUMV. Algunos ejemplos se muestran en la siguiente tabla:

Suceso Iniciador (SI)	Barreras propuestas
Se carga el plan del paciente erróneo el día del inicio y/o error en la identificación del paciente	• Instalación de webcam en la secretaría del servicio. Existencia de fotografía del paciente en ARIA • Comprobación de la identidad del paciente preguntando nombre, apellido y fecha de nacimiento
Errores en la colocación del bolus	• Crear un campo de colocación perpendicular al bolus, cuyo MLC conforma la forma del mismo
No aplicar un cambio en la dosimetría de un paciente (cambio de dosis/fracción, modificación de volúmenes contorneados, nuevo TC...)	• Protocolo escrito para la modificación de los planes de tratamiento (indicando las responsabilidades de los grupo de trabajo en cada etapa del tratamiento) • Diseño de una nueva vía clínica
Aprobar un plan de tratamiento distinto al escogido conjuntamente por el radiofísico y el oncólogo radioterápico	• Los planes no deseados deben dejarse en estado "rechazado" para evitar confusiones • Protocolo donde se establece nomenclatura definitiva para el plan de tratamiento

FIGURA 2: barreras propuestas para algunos ejemplos de sucesos iniciadores (SI) aplicables al servicio.

CONCLUSIÓN

La implementación del software MARRTA ha facilitado el análisis del nivel de riesgo en las etapas del proceso radioterápico y ha permitido incluir nuevas barreras para optimizar la seguridad del paciente radioterápico.

SISTEMA DE REGISTRO Y NOTIFICACIÓN DE INCIDENCIAS DEL SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

Gutiérrez Ruiz, M. (1); Vázquez, A. (1); Reguilón, A. (1); Uzquiza, J. (1); Ropero, A. (1); Domínguez, B. (1); Lozano, N. (1); Suárez, N. (1); Fabregat, R. (1); Delgado, P. (1); Arrebola, S. (1); Raba, J. I. (1); Pacheco, M. T. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 601/2019 exige la implantación de un sistema de registro y análisis de incidencias por exposiciones médicas no intencionadas para clasificar los incidentes según el riesgo y en función de la repercusión clínica para el paciente.

El proyecto MARRTA (Matrices de Riesgo en Técnicas Avanzadas en Radioterapia), con el apoyo de SEOR, SEFM, CSN y AETR, propone un software que parte de un modelo o conjunto de errores (sucesos iniciadores) potenciales y comunes a cualquier servicio de oncología radioterápica con técnicas especiales (IMRT, VMAT, SBRT) para facilitar el análisis de riesgos del servicio.

Sin embargo, es importante incluir en el modelo preliminar algunos sucesos iniciadores (SI) específicos del servicio así como barreras o defensas que minimicen los riesgos.

El objetivo del trabajo es implementar un software de registro y notificación de incidencias, propio del Servicio de Oncología Radioterápica (SOR) del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla (HUMV), para recopilar SI específicos del servicio que afectan a la seguridad del paciente.

MATERIAL Y MÉTODO

Se diseña un software de registro y notificación de incidencias para recopilar, de forma anónima, sucesos específicos del servicio de radioterapia. Se instala en todos los ordenadores del servicio para que los profesionales tengan fácil acceso. En cada incidencia, se introduce la fecha y la fase del proceso radioterápico en que ocurre el suceso, y el profesional que lo detecta. Además, se expone el evento y se añade una posible propuesta de mejora.

Las incidencias se recopilan periódicamente para su posterior análisis por parte del grupo de trabajo MARRTA, constituido por dos físicos, dos oncólogos radioterápicos, cuatro técnicos especialista en radioterapia (TERT) y dos enfermeras.

RESULTADOS

El grupo de trabajo MARRTA celebra 12 reuniones durante 2024 para analizar las incidencias registradas en el software de registro de incidencias específico del servicio (figura 1).

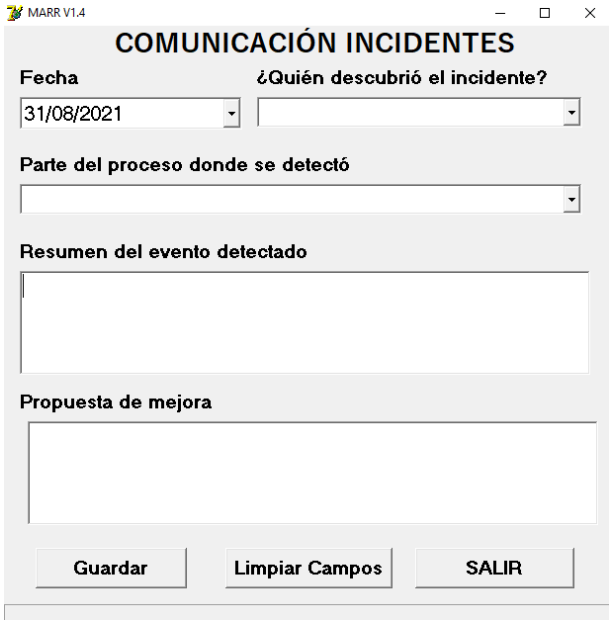


FIGURA 1: interfaz del software de registro y notificación de incidencias para recopilar, de forma anónima, sucesos específicos del servicio. En cada incidencia, se introduce la fecha y la fase del proceso radioterápico en que ocurre el suceso, y el profesional que lo detecta. Además, se expone el evento y se añade una posible propuesta de mejora.

Se han recopilado 350 incidencias entre los años 2022 y 2024. El 73%, 12%, 9%, 1% y 5% de las incidencias son registradas por TERT, radiofísicos, oncólogos radioterápicos, enfermeros y otros profesionales, respectivamente. Las incidencias más frecuentes, en un 32%, ocurrieron durante la etapa de inicio del tratamiento, seguidas en un 19%, 7%, 6% y 3% a la etapa de ejecución del tratamiento diario, adquisición de imágenes TC, planificación del tratamiento y contorneo de volúmenes, respectivamente.

CONCLUSIÓN

El software interno de registro y notificación de incidencias es el primer paso para recopilar información sobre sucesos específicos de nuestro servicio. Posteriormente, junto con los errores iniciadores propuestos por el modelo MARRTA, se analizan para aprender de ellos e implementar propuestas de mejora que garanticen la seguridad del paciente radioterápico.

ANÁLISIS PRELIMINAR DE MATRICES DE RIESGOS CON SOFTWARE MARRTA Y QALIOS4H

Medina Céspedes, M. D. (1); De Las Peñas Cabrera, M. D. (1); Eugui Martínez, R. (1); Polo Cezón, R. (1); Bayón Llera, J. (1); Segura Arribas, S. (1); García Rescalvo, A. (1); Ortiz López, R. (1); Jiménez González, J. M. (1)
(1) Hospital Rey Juan Carlos

OBJETIVOS Y PROPÓSITOS

Llevar a cabo un primer análisis de matrices de riesgos en técnicas avanzadas en Radioterapia Externa que nos permita identificar las etapas clínicas con mayor riesgo y promover acciones de mejora que minimicen posibles errores de seguridad.

MATERIAL Y MÉTODOS

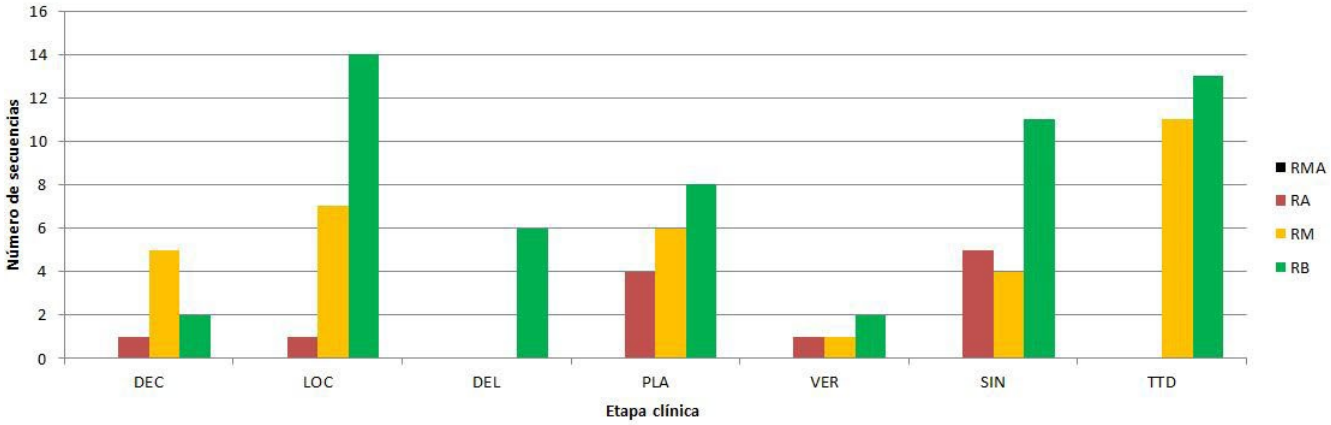
El análisis de riesgos se realiza con el programa informático MARRTA, en el servicio de Oncología Radioterápica del hospital Rey Juan Carlos. Los niveles cualitativos a la ecuación de riesgo (R= f*p*c) son riesgo muy alto, alto, medio y bajo (donde f es la frecuencia de fallo, p la probabilidad de fallo de barreras y c la magnitud de consecuencias.). El modelo aplicado incluye 102 secuencias (combinación del suceso iniciador con sus defensas), 8 menos que el modelo base por no ser aplicables en nuestro servicio, divididas en 7 etapas clínicas con sus correspondientes subetapas (no incluye comisionado ni mantenimiento de equipos).

A partir de la información extraída de este análisis e identificando como punto de partida las secuencias de riesgo alto, se utiliza una herramienta interna de gestión del grupo QuironSalud (QALIOS4H) para llevar a cabo una trazabilidad, seguimiento y reevaluación del riesgo en base a unos criterios diferentes de gravedad, probabilidad y detectabilidad.

RESULTADOS

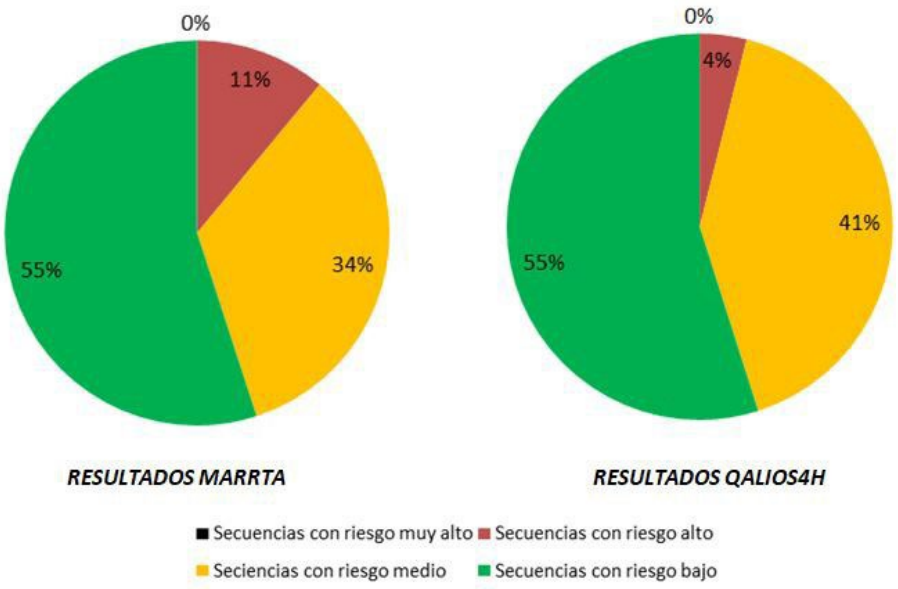
La Gráfica 1 representa el nivel de riesgo de las secuencias por etapa clínica, donde destaca un riesgo alto en algunas secuencias de planificación y sesión inicial, frente a un riesgo medio-bajo en el resto de etapas clínicas.

Gráfica 1: Nivel de riesgo de las secuencias por etapa clínica (DEC: Decisión clínica, LOC: CT simulación, DEL: contorneo de estructuras, PLA: planificación y dosimetría, VER: verificación pre-tratamiento, SIN: puesta en tratamiento y TTD: tratamiento diario).



La Gráfica 2 muestra los resultados comparativos entre el análisis MARRTA y el de QALIOS4H, donde se observa como disminuyen en un 7% las secuencias de riesgo alto pasando a ser de riesgo medio, sin que ninguna pase a riesgo bajo.

Gráfica 2: Resultados del análisis de matrices de riesgo tras reevaluación de las secuencias de riesgo alto en MARRTA vs QALIOS4H



DISCUSIÓN

El modelo del software MARRTA muestra un aumento significativo de las secuencias de riesgo alto (10%) y de riesgo medio (19%) con respecto al modelo base. En valores absolutos, se tienen 12 secuencias de riesgo alto, donde solo una de ellas (1) mantendría siempre esta referencia de nivel de riesgo.

La reevaluación con QALIOS4H refleja una reducción del nivel de riesgo en 8 secuencias , pasando a ser de riesgo medio y ninguna a riesgo bajo. Quedan 4 con nivel de riesgo alto:

- Delimitar erróneamente el rango de número de CT del paciente.
- Fusión incorrecta que lleva a la determinación errónea de PTV y OAR,
- No corregir o corregir incorrectamente la densidad de heterogeneidades.
- Incorporar incorrectamente la modificación del plan de tratamiento tras aprobarse un cambio.

Algunas barreras y reductores de frecuencias que no aplican reiteradamente son:

- Discusión de casos en sesión técnico/clínica.
- Mantener la concentración evitando distracciones.
- Mantener la carga de trabajo moderada.

CONCLUSIONES

Las barreras existentes son en general robustas con un nivel de riesgo predominantemente medio-bajo. La integración en QALIOS nos permite hacer un análisis más exhaustivo de las etapas con riesgo alto en MARRTA (planificación y puesta en tratamiento), tanto por incluir nuevas acciones de mejora y planes de acción, como para proponer secuencias inexistentes en el modelo base del MARRTA.

RESÚMENES

POSTERS HTM "HAZLO TU MISMO"



PYUNCERTAINBRACHY: UNA HERRAMIENTA OPEN SOURCE PARA ANALIZAR LA ROBUSTEZ EN BRAQUITERAPIA

Gañán Mora, A. (1); De Areba Iglesias, J. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); Bermúdez Luna, R. (1); Martorell Ruiz, M. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

El análisis de robustez de una planificación frente a las incertidumbres del tratamiento es un análisis fundamental de la calidad del plan radioterápico. Sin embargo, los planificadores comerciales de braquiterapia Oncentra y BrachyVision todavía no incluyen módulos de análisis de robustez ni tampoco los autores han podido encontrar programas *open source* para ello. Frente a estas carencias presentamos *PyUncertainBrachy*, un programa Python de código libre y gratuito para analizar la robustez de planes de braquiterapia.

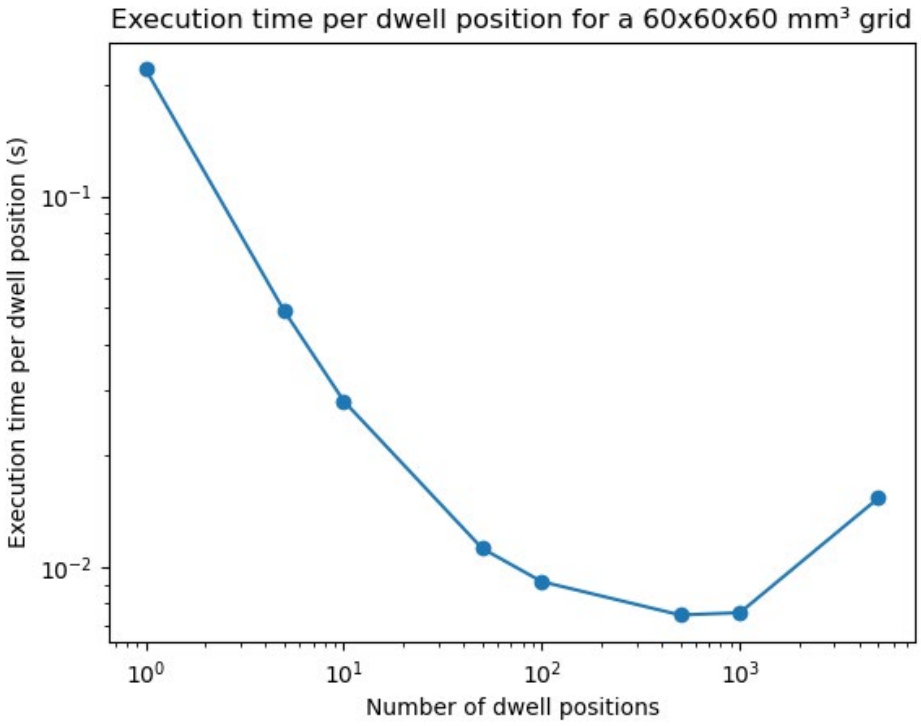
MATERIAL Y MÉTODOS

Al diseñar este programa, se ha buscado un balance entre rapidez computacional y accesibilidad para los usuarios. Python es un lenguaje de programación lento, pero ofrece paquetes de manejo de archivos DICOM y de análisis estadístico. Existen paquetes como Numba, Cython, Dask, etc. que permiten mejorar la velocidad de ejecución de Python y acercarla a C o FORTRAN. Numba es un compilador just-in-time que convierte código Python puro y NumPy a lenguaje máquina empleando unas pocas líneas de código adicionales. Ofrece, además, opciones para paralelizar en CPU o GPU.

Existen diversas maneras de evaluar la robustez de un plan. La sensibilidad mide la variación de la variable de salida de un modelo (e.g., un índice dosimétrico) frente a variaciones de parámetros de entrada. La sensibilidad local es la derivada alrededor del valor nominal, que es una cantidad rápida de calcular pero de limitada información. Por otro lado, la propagación de incertidumbres con muestreo Monte Carlo ofrece mucha más información dando una aproximación a la distribución estadística de la variable de salida, pero a costa de ser computacionalmente muy intensivo.

RESULTADOS

En la Figura se muestran los tiempos de cálculo de la dosis en un grid de 60×60×60 mm³ (voxel 1 mm³) en función del número de puntos de parada de fuente para una CPU 8 × Intel® Core™ i7-6700HQ CPU @ 2.60GHz. Aproximadamente, unas 10000 simulaciones Monte Carlo de una planificación tardan del orden de decenas de minutos u horas, mientras que el cálculo de la sensibilidad local (gradiente) tarda del orden de decenas de segundos o minutos, ambos casos muy dependientes del número de puntos de cálculo, del número de posiciones de parada de fuente y del número de CPUs.



DISCUSIÓN

El formalismo del TG-43 es computacionalmente muy simple y, con este programa, es posible llevar a cabo análisis de sensibilidad local en un tiempo clínicamente aceptable. Por contra, la propagación de incertidumbres con Monte Carlo no es clínicamente factible salvo que el procedimiento se realice en un día distinto al de la planificación o se emplee un *cluster* de computadoras, normalmente no accesible a los Servicios de Física Médica. Se podría emplear retrospectivamente Monte Carlo para encontrar índices sencillos que estimen prospectivamente la robustez de las planificaciones.

CONCLUSIONES

Se ha presentado un programa de análisis de robustez de planificaciones en braquiterapia.

VERIFICACIÓN DE PLANES DE TRATAMIENTO UTILIZANDO LOS TRAJECTORY LOGS

León García, J. L. (1); Pérez Pavón, J. (1); Sasián Cagigas, R. (1)
(1) Hospital Universitario de Jerez de la Frontera

INTRODUCCIÓN

Los Trajectory Logs (Tlogs), generados por los aceleradores lineales de la marca Varian, registran los parámetros esperados y ejecutados de cada uno de los elementos móviles del acelerador y de las unidades monitor con una cadencia de 20 milisegundos, siendo valiosos para la verificación de planes.

Pylinac, una biblioteca de Python, permite analizar características de aceleradores lineales, incluidos los Tlogs. Este trabajo explora el uso conjunto de Tlogs y Pylinac para validar planes de tratamiento, enfocándose en la discrepancia entre lo esperado y lo ejecutado.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se instaló Pylinac y otras herramientas para analizar Tlogs, diseñando scripts que analizan la posición de las láminas, diferencias en unidades monitor (MU) y mapas de fluencia.

Los Tlogs se organizaron por tipo de tratamiento (VMAT o SBRT/SRS), ID del paciente e isocentro. La separación entre VMAT y SBRT/SRS responde a la aplicación de diferentes criterios gamma DD y DTA (máximas diferencias permitidas en dosis y distancia).

El objetivo fue determinar nuevos parámetros DD y DTA que garantizasen que el 95% de los puntos pasaran el análisis gamma local, usando el concepto de límite de confianza descrito en el Report 119 de la AAPM. Se fijó un umbral de dosis al 10% de la dosis máxima y una resolución de píxel de 0.1 mm.

RESULTADOS

Se analizaron 410 pacientes de VMAT y 171 pacientes de SBRT/SRS, englobando a todas las patologías. Para todos ellos, la diferencia de posición de las láminas fue del orden de 10^{-3} cm, inferior a la resolución, por lo que se decidió establecer el criterio DTA a 0 mm.

Seguidamente, y empleando el concepto de límite de confianza, se halló el criterio DD, tanto para la población de VMAT como para la de SBRT/SRS, obteniendo un valor de 0.44% y de 0.69%, respectivamente. Este resultado concuerda con las diferencias observadas en MU esperadas e impartidas para campos estáticos (sin modulación alguna), representadas en la figura 1, donde las discrepancias son mayores en haces sin filtro.

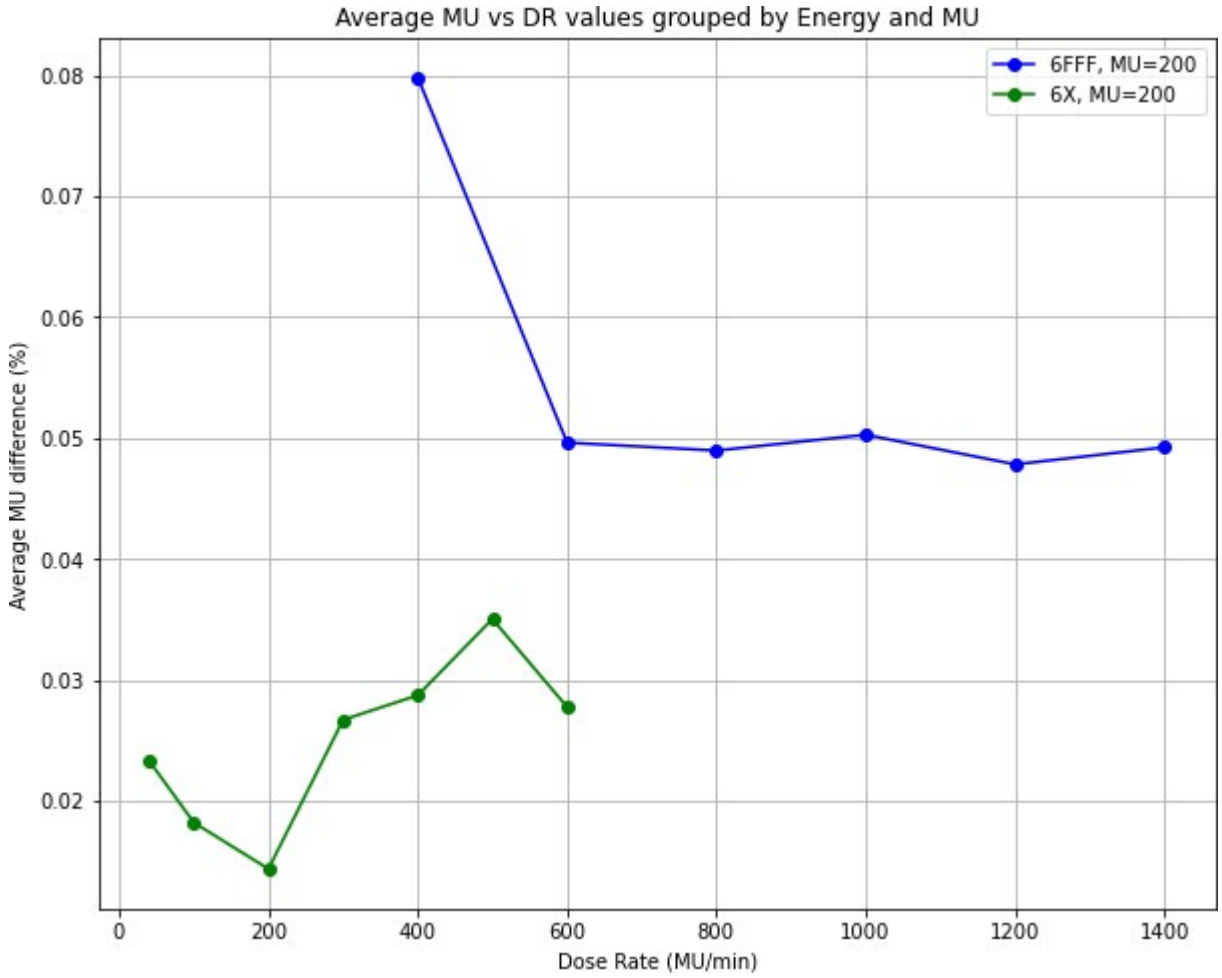


FIGURA 1. Diferencia entre unidades monitor impartidas y esperadas, para cada tasa de dosis y energía.

DISCUSIÓN

Este método de verificación, basado en la comparación de mapas de fluencia, demuestra que los tratamientos con haces sin filtro presentan mayor discrepancia de MU; tras un estudio en mayor profundidad con Varian, se encontró la causa en el mayor número de MU por pulso para 6FFF, justificando la necesidad de criterios DD más altos. Esto contrasta con la práctica convencional y subraya la importancia de ajustar los criterios gamma para cada modalidad de tratamiento.

CONCLUSIONES

Se desarrolló un método innovador e independiente del comisionado del acelerador para verificar planes de tratamiento, centrado en evaluar la calidad intrínseca del plan sin considerar interacción radiación-materia. Este método, implementado en nuestra institución, complementa la verificación con detectores y fantomas, permitiendo conclusiones más robustas sobre la calidad de los planes.

Adicionalmente, se diseñó una WebApp en Streamlit que simplifica la verificación de pacientes, proporcionando una interfaz amigable y accesible para los usuarios.

EVALUACIÓN RADIOBIOLÓGICA DE DOSIMETRÍAS CLÍNICAS EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE CON LA AYUDA DE UN SCRIPT DE MATLAB

Chamorro Serrano, P. (1); Roch González, M. (1); Simón De Blas, R. (1); Castro Tejero, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Botella Faus, P. (1); Paradela Díaz, G. (1); Gallego Molina, C. (1)

(1) H.U. La Princesa

INTRODUCCIÓN

Las nuevas técnicas radioterápicas han provocado un aumento de pacientes que reciben radioterapia en áreas del cuerpo previamente irradiadas[1]. Para evaluar la dosis acumulada en los distintos tratamientos, es necesario convertir la dosis física a dosis biológica efectiva (BED) o dosis equivalente (EQD2) mediante el modelo lineal-cuadrático[2]. Con el sistema de planificación de tratamiento (TPS) Eclipse v16.1 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) no es posible realizar esta conversión. En este trabajo se presenta un método sencillo para transformar estas dosis.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar la conversión hay que exportar previamente los archivos DICOM RTDOSE asociados a los planes cuya suma se desea evaluar. Mediante un script de MATLAB v24.1 (R2024a) se realiza la conversión y se genera un nuevo archivo DICOM con la nueva dosis. Estos archivos se importan desde Eclipse para generar un nuevo plan con la dosis corregida. A partir de estos nuevos planes se pueden crear planes suma y evaluar la BED o EQD2 acumuladas. El script permite introducir el valor $/alpha//beta$ y el factor de reducción de dosis que se desea aplicar[2].

RESULTADOS

La **figura 1** muestra una captura de pantalla con la dosis sin convertir y convertida asociadas a un mismo plan que corresponde a un tratamiento de 25 fracciones. La **figura 2** muestra la comparación de los HDVs correspondientes a los planes de la **figura 1**.

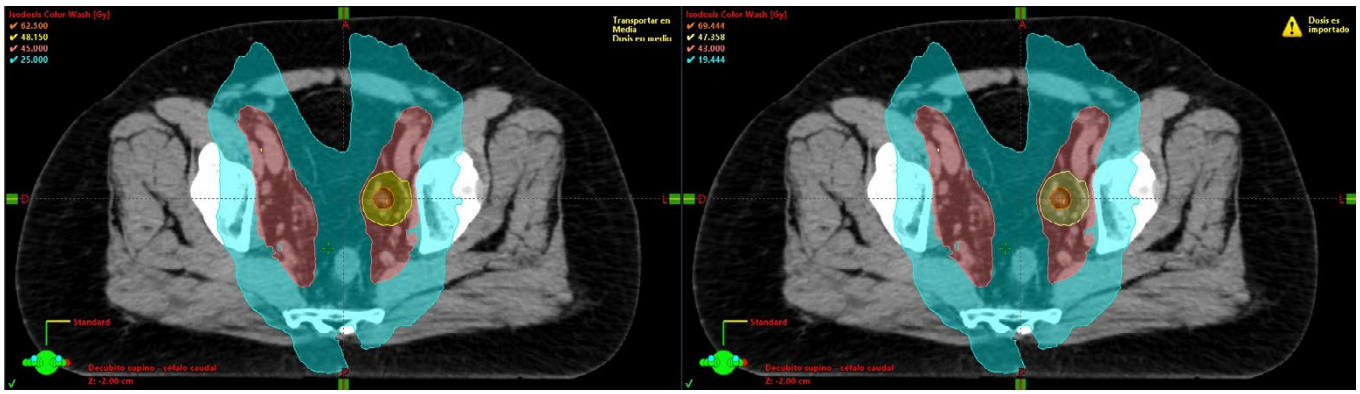
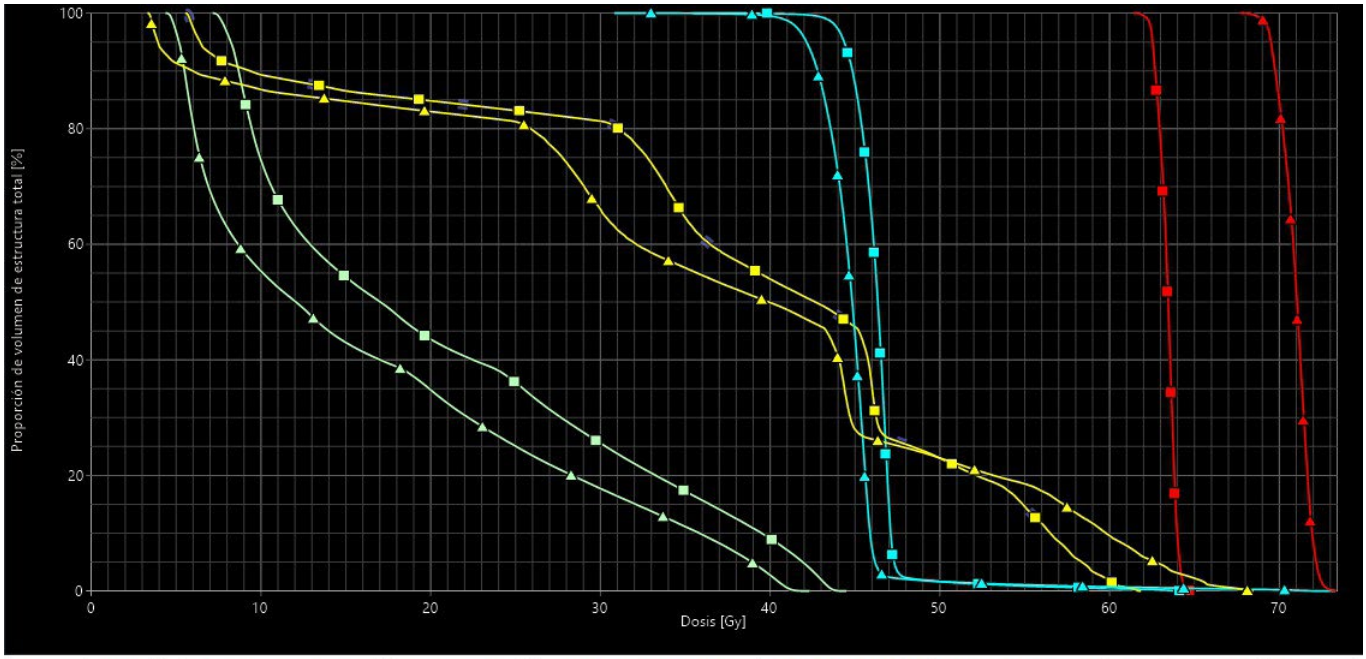


FIGURA 1**:** Dosis física (izquierda) y EQD2 (derecha) asociadas a un mismo plan. Se muestran algunas isodosis representativas. Para la conversión de dosis se utilizó un valor de $/alpha//beta = 2.5/, Gy.$



Campos | Dosis | Alineaciones de campo | Metas clínicas | Objetivos de optimización | **Estadísticas de dosis** | Puntos de referencia | Modelos de cálculo | Plan suma

Mostrar el ...	Estructura	Estado de aprobación	Plan	Etapa (de tratamiento)	Volumen [cm³]	Cober. dosis [%]	Cobertura de muestreo...
☑	Ureter_L	Aprobado	LechoPtta+Boo	C3.PRO.gp	1.2	100.0	100.0
☑	Ureter_L	Aprobado	EQD2Pelvis	C3.PRO.gp	1.2	100.0	100.0
☑	Sigmoid_Colon	Aprobado	LechoPtta+Boo	C3.PRO.gp	41.3	100.0	100.0
☑	Sigmoid_Colon	Aprobado	EQD2Pelvis	C3.PRO.gp	41.3	100.0	100.0
☑	PTV_LNN	Aprobado	LechoPtta+Boo	C3.PRO.gp	710.4	100.0	100.0
☑	PTV_LNN	Aprobado	EQD2Pelvis	C3.PRO.gp	710.4	100.0	100.0
☑	PTV_BOOSTN1	Aprobado	LechoPtta+Boo	C3.PRO.gp	1.5	100.0	100.2
☑	PTV_BOOSTN1	Aprobado	EQD2Pelvis	C3.PRO.gp	1.5	100.0	100.2

FIGURA 2**:** Comparación de los HDVs asociados a la dosis física (cuadrados) y la EQD2 (triángulos) que se muestran en la figura 1. El número de fracciones del plan original es 25. Se usó un valor de $/alpha//beta = 2.5/,Gy.$

DISCUSIÓN

El método propuesto permite realizar la suma de distintos planes para evaluar la EQD2 o BED acumulada. Este método tiene la desventaja de que hay que exportar el archivo de dosis que se desea convertir a un tercer programa y volverlo a importar desde el TPS. Sin embargo, una vez importado, se pueden uilizar las herramientas de Eclipse para crear planes sumas y evaluar la dosis aumulada mediante los HDVs generados en el propio TPS.

CONCLUSIONES

Se ha presentado un método para convertir dosis físicas a BED o EQD2 mediante un script de MATLAB que permite al usuario introducir manualmente el valor de $/alpha//beta$ y el factor de reducción de dosis. Una vez transformada la dosis, se genera un archivo que puede importarse desde Eclipse para generar planes suma y evaluar las reirradiaciones.

REFERENCIAS

1 NIEDER C, ANDRATSCHKE NH, GROSU AL. INCREASING FREQUENCY OF REIRRADIATION STUDIES IN RADIATION ONCOLOGY: SYSTEMATIC REVIEW OF HIGHLY CITED ARTICLES. *AM J CANCER RES.* 2013; 3: 152–58.

2 PARADIS KC, MAYO C, OWEN D, SPRATT DE, HEARN J, ROSEN B, KASHANI R, MORAN J, TATRO DS, BEELER W, VINEBERG K, SMITH DC, MATUSZAK MM. THE SPECIAL MEDICAL PHYSICS CONSULT PROCESS FOR REIRRADIATION PATIENTS. *ADV RADIAT ONCOL*. 2019 JUN 8;4(4):559-565.

USO DE IMPRESORA 3D PARA MEJORA DEL SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN BREASTSTEP EMPLEADO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Parreño Sánchez, J. C. (1); Ochoa Caparrós, J. (1); Garcia Costa, B. (1); Oliver Cañamás, L. (1); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

El inmovilizador BreastSTEP (Innovative Technologie Völp, Austria) es comúnmente utilizado en tratamientos de mama y tórax para la mejora del posiciona- miento y reproducibilidad de un tratamiento. La utilidad y ventajas de su uso son eviden-tes, sin embargo, la experiencia de uso en el Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón indica ciertos defectos en el diseño del inmovilizador, reportando molestia e incomodidad en el corte límite lumbar del plano. Este corte supone un impedimento para el correcto posicio- namiento de pacientes que no sean capaces de soportar determinadas posiciones durante el tiempo de duración de la tomografía computarizada (TC) o tratamiento. Como consecuencia, en diversas ocasiones, se ha desestimado el uso del BreastSTEP. Desde el servicio de radiofísica se propone un complemento elaborado a partir de una impresora 3D que prolonga el inmovilizador hasta la mesa y soluciona por completo este defecto.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para el diseño del complemento se realizó un TC al BreastSTEP en cortes de 1mm de espesor. Una vez importado el TC en el sistema de planificación RayStation (RaySearch Labora- tories AB, Estocolmo, Suecia), se procedió a delinear el volumen de continuación del plano hasta la mesa. Debido a las dimensiones de 230 x 190 x 200 mm de la impresora Ultimaker S3 (Ultimaker Co., Países Bajos), se separó el plano en dos piezas. Con el objetivo de que quedaran perfectamente unidas entre sí se diseñaron en modo macho y hembra como aparece en la Figura 1, incluyendo también dos insertos que fijan la pieza a dos orificios del inmovilizador. Se seleccionó el ácido poliláctico (PLA) como consecuencia de su rigidez y resistencia al apoyo. El estudio de la densidad electrónica del material no se consideró relevante debido a que el complemento queda posicionado lejos de los haces de entrada para las localizaciones de los tratamientos en los que se emplea. Finalmente, para unificarlo en un único objeto, se pegaron las dos piezas para asegurar una cohesión compacta.

RESULTADOS

El resultado final es una pieza robusta y sólida que se fija al BreastSTEP, tal y como se ve en la Figura 2.

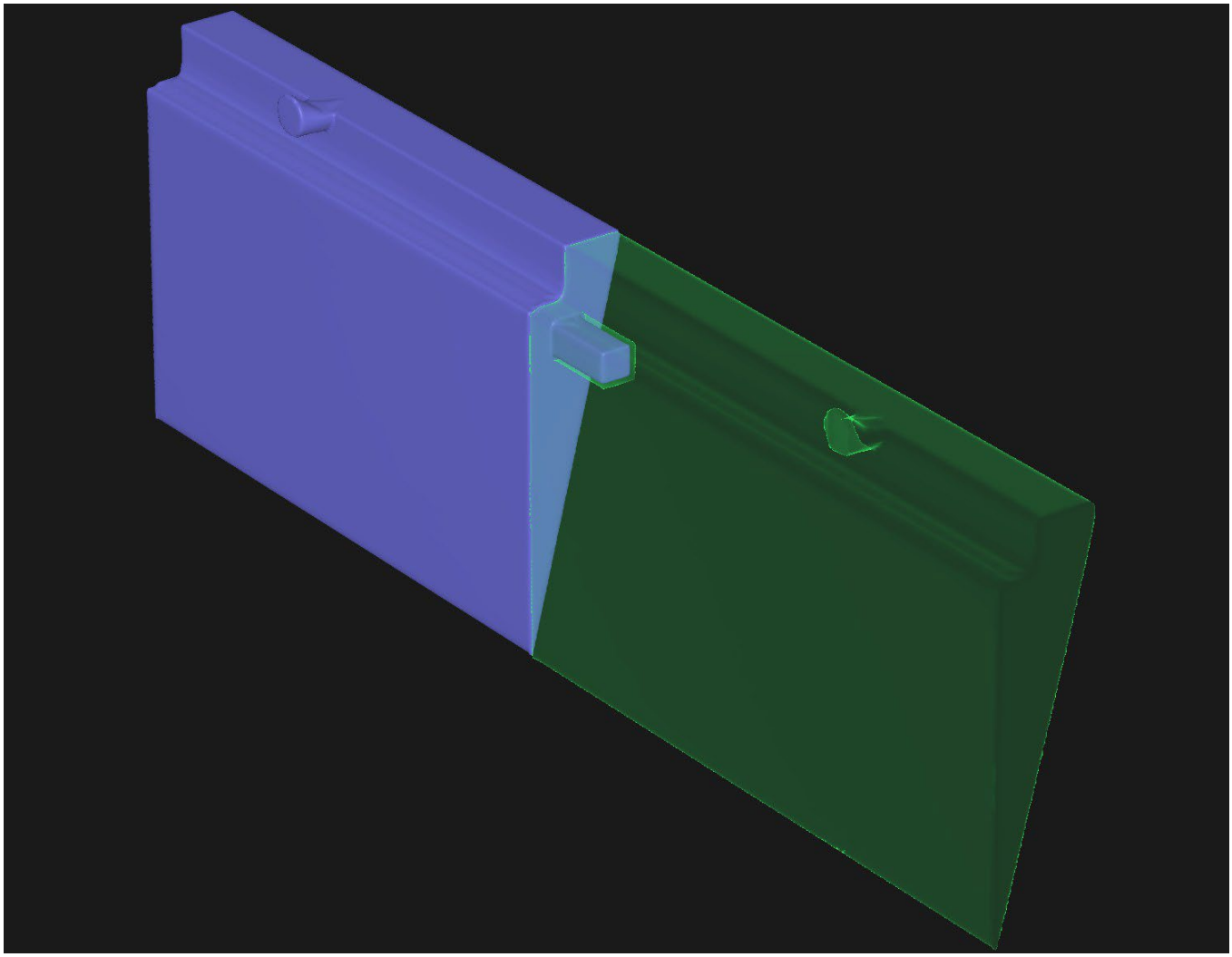
DISCUSIÓN

La implementación de este complemento del inmovilizador supone una mejora considerable en el flujo de trabajo del servicio de radioterapia al extender su uso a un mayor número de pacientes. El conjunto BreastSTEP-complemento 3D introduce una mejora en la comodidad y viabilidad de uso del inmovilizador en pacientes en los que existían dificultades en su posicionamiento y en los que hasta ahora se había desestimado su uso.

CONCLUSIONES

En este trabajo se presenta una pieza que, añadida al BreastStep, mejora la comodidad del inmovilizador permitiendo su uso en un mayor número de casos. Se trata de una muestra más de cómo una impresora 3D puede aportar soluciones que se

traduzcan en una mejora en el tratamiento del paciente. Para compartir este trabajo, en el póster se adjuntará un código QR con un descargable del archivo STL.




BreastSTEP

EXTRACCIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS DOSIMÉTRICOS VIA SCRIPTING EN UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Martínez Angulo, M. (1); Seoane Ramallo, A. (2); Beltran Vilagrasa, M. (2)

(1) Universitat Autònoma de Barcelona; (2) S.Física i P.R. Hospital Universitari Vall d'Hebron.

INTRODUCCIÓN

El conocimiento de la distribución de dosis que reciben los pacientes sometidos a tratamientos de radioterapia externa es fundamental para poder correlacionarlos con la efectividad y las toxicidades del tratamiento.

La automatización de la extracción de parámetros dosimétricos en los volúmenes involucrados en el tratamiento facilita enormemente esta tarea.

El objetivo de este trabajo es la creación de scripts para la extracción de datos dosimétricos del sistema Varian ARIA, aplicado a pacientes con tumores de cabeza y cuello (CyC) y de pulmón.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las herramientas empleadas incluyeron la interfaz de programación Eclipse Scripting Application Programming Interface (ESAPI) v15.1.1, que permite crear y ejecutar scripts desarrollados en el lenguaje de programación C# v13.0. El análisis de los datos se realizó con Python v3.11.11.

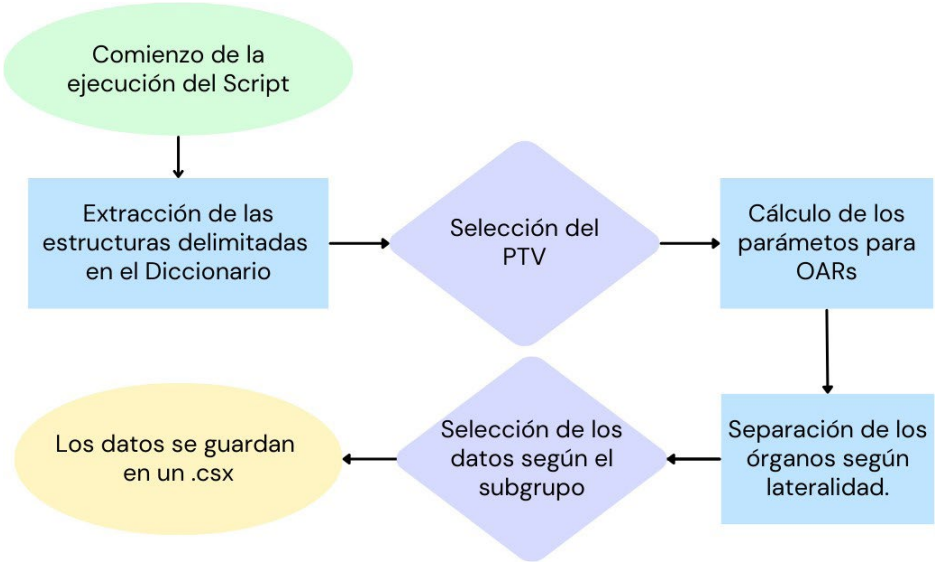
Los criterios de selección de la población para el análisis fueron:

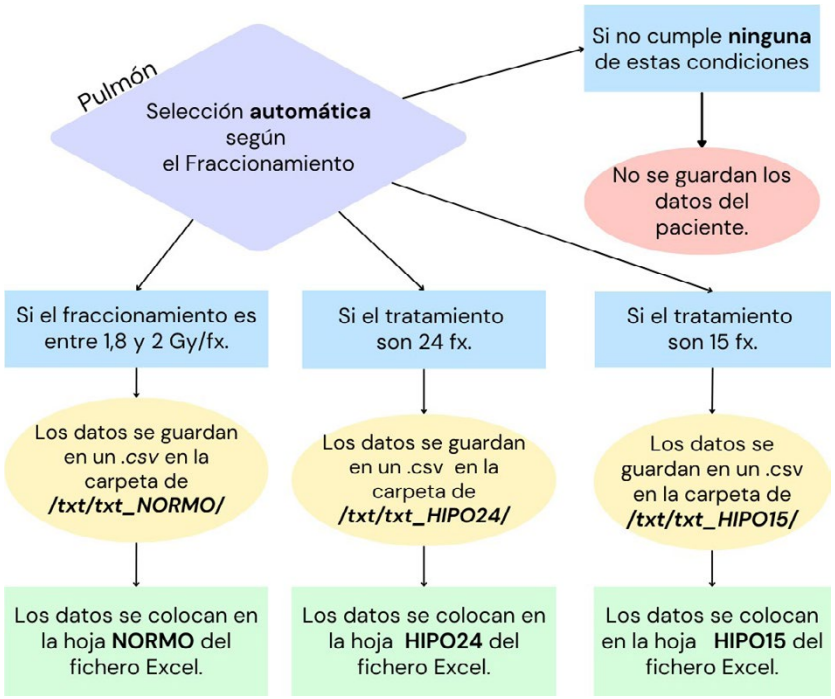
- Pacientes tratados entre octubre de 2023 y octubre de 2024.
- Técnicas de tratamiento de IMRT o VMAT.
- Pacientes con tumores de CyC y pulmón.

Los parámetros que extrae el script del sistema incluyen indicadores de homogeneidad y cobertura en los volúmenes objetivo del tumor (PTV) (ej:D98%, D2%) y parámetros dosimétricos para órganos de riesgo (OAR) según bibliografía y dosis de tolerancia (ej: dosis media, D0.035).

Los pacientes se clasificaron en función de la lateralidad para los tumores de CyC (bilateral/unilateral), y según la dosis por fracción para los tumores de pulmón (1.8-2; 2.75 y 4 Gy/fracción).

En las imágenes se presentan diagramas del funcionamiento de los scripts, uno general y uno específico para tumores pulmonares:





RESULTADOS

Los dos scripts desarrollados permitieron analizar:

- 151 pacientes con tumores de CyC (89 bilaterales y 62 unilaterales).
- 150 pacientes con tumores de pulmón (104 normofraccionados, 29 hipofraccionados a 2.75 Gy/fracción y 17 hipofraccionados a 4 Gy/fracción).

En tumores de CyC se registraron 164 parámetros dosimétricos correspondientes a 27 estructuras anatómicas diferentes, mientras que para tumores pulmonares se extrajeron 85 parámetros correspondientes a 10 estructuras.

Esta información se guarda automáticamente en ficheros *.csv*, legibles por programas de análisis. En este caso se guardaron en un libro de Excel.

El análisis se realizó en Python, calculando parámetros estadísticos y representando los datos mediante diagramas de violín, útiles para comparar grandes cantidades de datos, permitiendo la comparación con otros estudios.

DISCUSIÓN

El desarrollo de los scripts permitió extraer una gran cantidad de parámetros dosimétricos de una manera rápida y sencilla.

Por ejemplo, el resultado de este análisis en nuestros pacientes evidenció una dosis media en las parótidas más baja que en la bibliografía consultada.

Además, se identificó la necesidad de ampliar la muestra en ciertos subgrupos de pacientes para mejorar la robustez estadística y fiabilidad de las comparaciones.

CONCLUSIONES

Los scripts desarrollados han demostrado ser herramientas efectivas para la evaluación continua de la calidad de la dosimetría clínica, y son fácilmente adaptables a otras localizaciones tumorales.

Esto representa una oportunidad para desarrollar un repositorio estatal de estos códigos, fomentando la colaboración entre hospitales y la mejora colectiva de los estándares de tratamiento.

DISEÑO DE UN MANIQUÍ EN IMPRESIÓN 3D PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE IMAGEN AVANZADA

Botella Faus, P. (1); Castro Tejero, P. (1); Roch González, M. (1); Simon De Blas, R. (1); Obesso De Diego, A. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Paradela Diaz, G. (1); Gallego Molina, C. (1); Torres Carmona, F. (1); Molina García, J. A. (1)
(1) H.U LA PRINCESA

INTRODUCCIÓN

La Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT) permite la localización intrafracción del volumen a tratar mediante imagen, mejorando la precisión del tratamiento y permitiendo reducir márgenes en el PTV.

Para garantizar la eficacia de esta técnica, es fundamental un control de calidad (QA) riguroso del sistema de imagen avanzada, asegurando así la correcta administración de la dosis. Los maniquíes comerciales existentes para estos controles de calidad son limitados; en este contexto, la impresión 3D puede ofrecer soluciones personalizadas y adaptadas tanto a las necesidades del QA como al equipamiento del servicio.

El objetivo de este trabajo es presentar el proceso de diseño y fabricación de un maniquí impreso en 3D para el control de calidad de imagen avanzada.

MATERIALES Y MÉTODOS

El sistema de imagen avanzada está compuesto por del maniquí Stereophan (SunNuclear) y el inserto para cámara Semiflex 31010 (PTW), montados sobre una plataforma de movimiento Quasar (Modus QA). El maniquí diseñado en este trabajo se necesitará para acoplar el Stereophan a la plataforma del Quasar.

- **Diseño del maniquí:** Se utiliza el software de modelado 3D Tinkercad, y se replica la geometría requerida a partir de las medidas del manual del Stereophan.
- **Impresión 3D:** Se emplea una impresora Bambu P1 Series con tecnología FDM (Fused Deposition Modeling) con filamento de PLA.
- **Validación del Maniquí:** Se realizan pruebas de imagen CBCT y kV del montaje en un acelerador TrueBeam (Varian), además de pruebas dosimétricas de medida de dosis absoluta.

RESULTADOS

El tiempo de impresión del maniquí fue de 11 horas.

El maniquí impreso se ajusta perfectamente a la geometría del Stereophan, permitiendo la ejecución del control de calidad en imagen avanzada, midiendo tanto la dosis absoluta como realizando las pruebas de imagen.

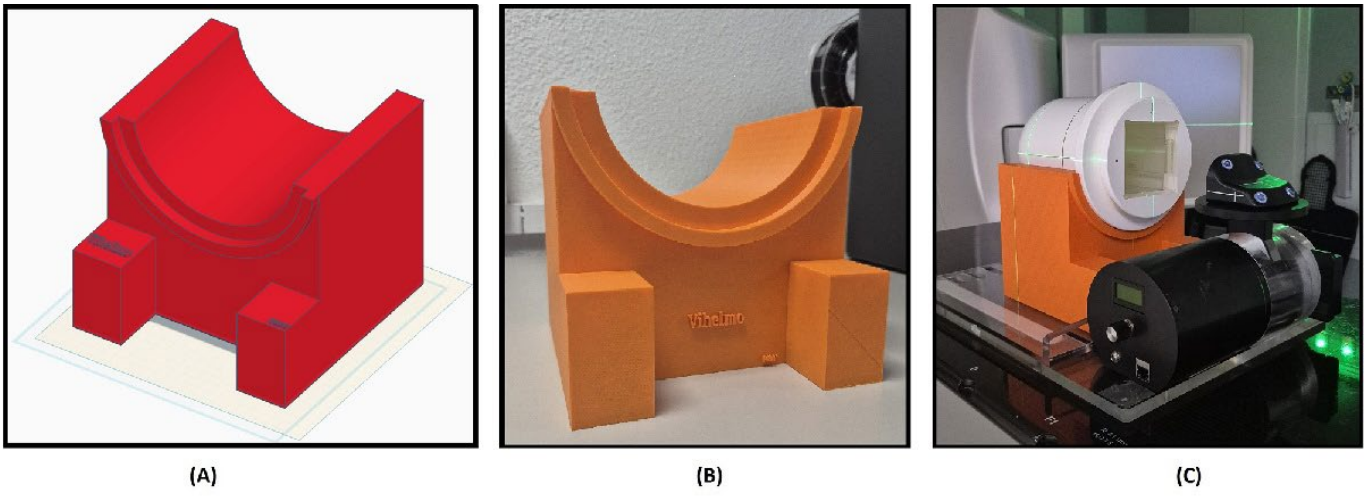


Figura1: (A) Diseño del maniquí. (B) Resultado de la impresión. (C) Montaje del sistema de imagen avanzada con maniquí.

DISCUSIÓN

Las pruebas de imagen realizadas muestran que los soportes internos del maniquí son visibles tanto en CBCT como en kV, pero no interfieren en la detección de los marcadores fiduciales ni en el valor medido de la dosis absoluta. Actualmente, no existe

un maniquí comercial diseñado específicamente para acoplar el Stereophan a la plataforma Quasar en este tipo de control de calidad en imagen avanzada. Los resultados obtenidos demuestran que este prototipo es una alternativa viable para este propósito.

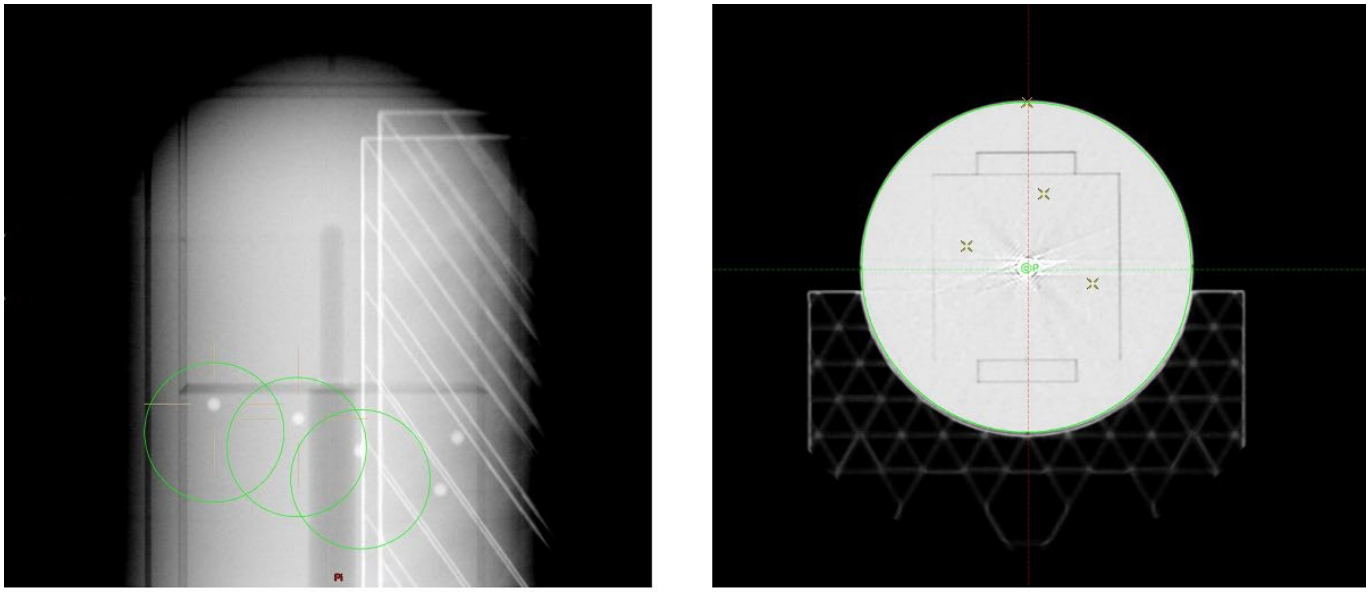


FIGURA 2: (A) Imagen kV de la detección de fiduciales con el Stereophan sobre el maniquí. (B) Imagen CBCT del Stereophan sobre el maniquí.

CONCLUSIONES

La impresión 3D permite la fabricación de maniquíes personalizados, ofreciendo una solución económica y eficiente para el control de calidad.

PLATAFORMA PARA CONTROL DE CALIDAD DEL CABECEO Y BALANCEO EN LAS MESAS DE TRATAMIENTO 6DOF

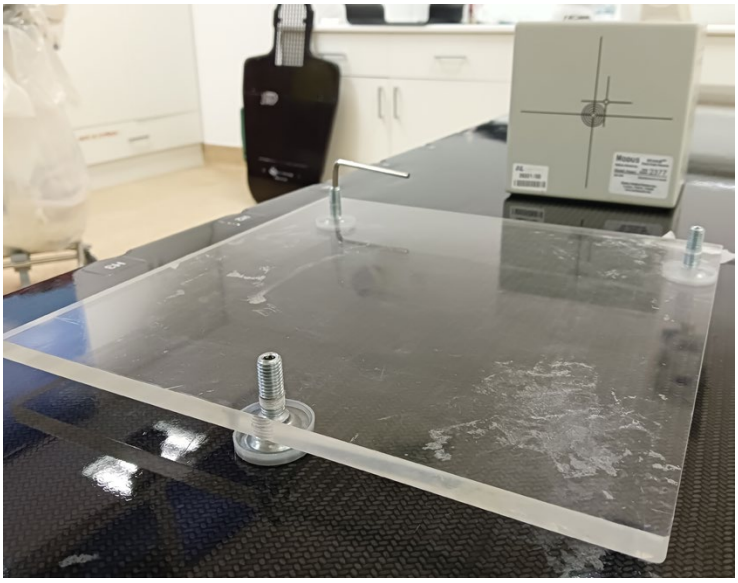
Conles Picos, I. (1); Aparicio, A. (1); Ruiz Marbán, S. (1); De La Llana Granja, V. (1); Cesteros Morante, M. J. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de León

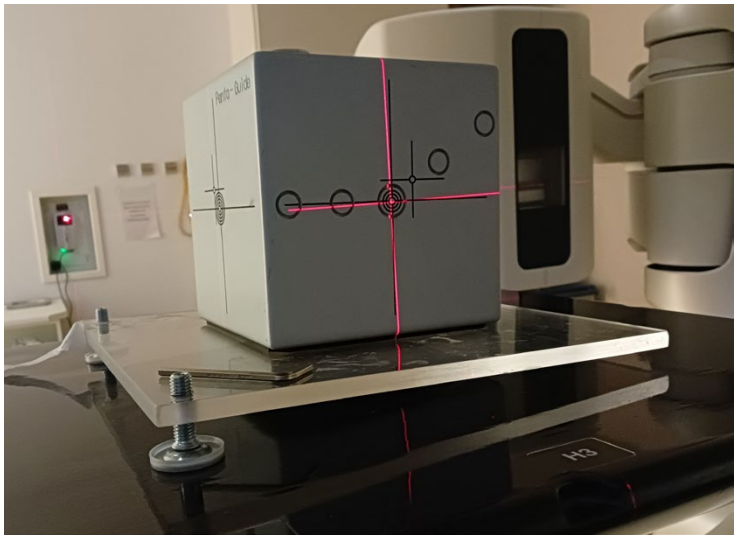
INTRODUCCIÓN

Los movimientos angulares cabeceo y balanceo (pitch & roll) en las mesas de tratamiento 6DoF de los aceleradores lineales de electrones suponen un pequeño reto a la hora de realizar su control de calidad con los maniquíes de imagen o geométricos tradicionales. Este trabajo consistió en idear un conjunto de pruebas end-to-end para verificar el correcto funcionamiento del sistema de registro de imagen para los movimientos de cabeceo y balanceo de la mesa 6D, utilizando el maniquí Penta-Guide (QUASAR TM).

MATERIAL Y MÉTODOS

Nuestro maniquí Penta-Guide no está diseñado para introducirle ninguna inclinación "conocida". Con una lámina de metacrilato, construimos una plataforma de tres pies, con patas roscadas y cabezas tipo allen, con las que podemos modificar la inclinación a voluntad. Sobre la plataforma se puede colocar el Penta-Guide y modificar su inclinación un ángulo conocido (Imagen1). Cabeceo: Girar gantry 90°, girar colimador un ángulo conocido (entre 1° y 2,5°), e inclinar la plataforma hasta que las marcas del Penta-Guide coincidan con la proyección del retículo (Imagen2). Balanceo: Inclinar la plataforma hasta que los láseres laterales de la sala se proyecten sobre marcas conocidas del maniquí. Por cálculo trigonométrico básico sabremos el ángulo de balanceo del maniquí.





RESULTADOS0

Al realizar Cone Beam CT al maniquí y posterior proceso de registro podremos comparar los ángulos de corrección que nos ofrece el sistema, con las inclinaciones realmente realizadas. Además, aplicando a la mesa dichas correcciones, vemos si el maniquí se ajusta correctamente a los indicadores luminosos del isocentro.

Tras 7 años usando la plataforma en pruebas mensuales del sistema de registro de imagen, la sensibilidad y resolución angular de la plataforma para verificar el cabeceo y el balanceo son lo suficientemente buenas como para cumplir con las exigencias de tolerancia establecida en los programas de control de calidad.

DISCUSIÓN

Es cierto que al tratarse de una plataforma casera en la que el maniquí puede colocarse en varios lugares sobre ella no se garantiza que las inclinaciones sean isocéntricas, pero tal y como está diseñada la prueba no es necesario que se garantice dicho comportamiento, ya que se comprueba cada inclinación por separado.

CONCLUSIONES

La plataforma diseñada permite reutilizar maniquíes de imagen o geométricos que se viniesen usando en la verificación de mesas de tratamiento 3D, para las nuevas mesas 6D, sin necesidad de buscar accesorios comerciales.

PROGRAMA EN PYTHON PARA CAMBIO DE FORMATO DE CURVAS CALCULADAS EN ECLIPSE (VARIAN) A FORMATO. MCC DE MEPHYSTO (PTW)

Conles Picos, I. (1); Aparicio, A. (1); De La Llana Granja, V. (1); Ruiz Marbán, S. (1); Cesteros Morante, M. J. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de León

INTRODUCCIÓN

Realizar el comisionado de los sistemas de planificación de radioterapia externa (TPS) conlleva un reto. Las herramientas que poseen dichos planificadores para comparar los PDD y perfiles que calcula el TPS con las curvas medidas en el acelerador por medio de nuestros equipos de medida son escasas, cuando no inexistentes. Este trabajo consistió en realizar un pequeño programa en Python para transformar los perfiles y PDD que exportamos desde Eclipse (Varian) al formato ".mcc" de Mephysto (PTW) y así poder utilizar las herramientas de comparación de curvas, incluido el análisis gamma, que ofrece dicho software.

MATERIAL Y MÉTODOS

Lenguaje de programación de alto nivel orientado a objetos y código abierto Python (v 3.9.12), Eclipse v15.6 y Mephysto v3.3. Es necesario instalar algunas librerías básicas como tkinter, io, os, xlsxwriter, openpyxl y easygui. El problema básico para este cambio de formato consiste en construir un fichero de salida con la cabecera adecuada para que la interprete Mephysto y que contenga los datos necesarios de los perfiles exportados como archivos de texto desde Eclipse. Además, es necesario realizar un cambio de escala (de centímetros a milímetros) en los valores de distancias o profundidades. Para hacerlo más dinámico y versátil, el programa permite realizar la transformación de archivos de texto que contienen los perfiles a una única profundidad o los PDD de varios tamaños de campo, tal y como se exportan desde Eclipse.

RESULTADOS

El programa se ejecuta cómodamente, con una interfaz de ventanas que permite navegar por los directorios de Windows para cargar los archivos de texto que contengan las curvas a transformar. Una vez introducidos algunos datos administrativos no exportados por Eclipse, el programa te permite establecer la ubicación y el nombre del archivo de salida, ya con formato ".mcc" (Imagen1).

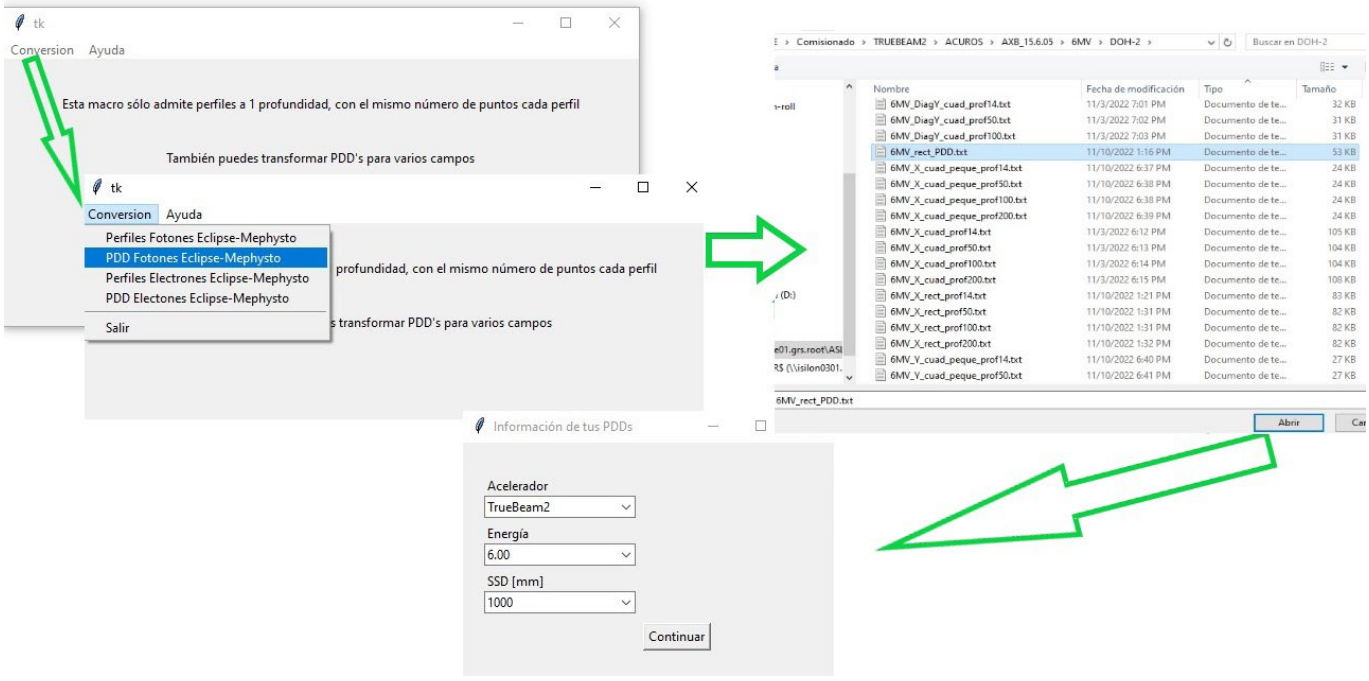


Image1: Ventanas del programa de transformación y secuencia de pasos.

El archivo de salida puede abrirse con el módulo de comparación de curvas de Mephysto y realizar cualquier comparación con respecto a las curvas medidas en la cuba de agua, incluido un análisis gamma (Imagen2)

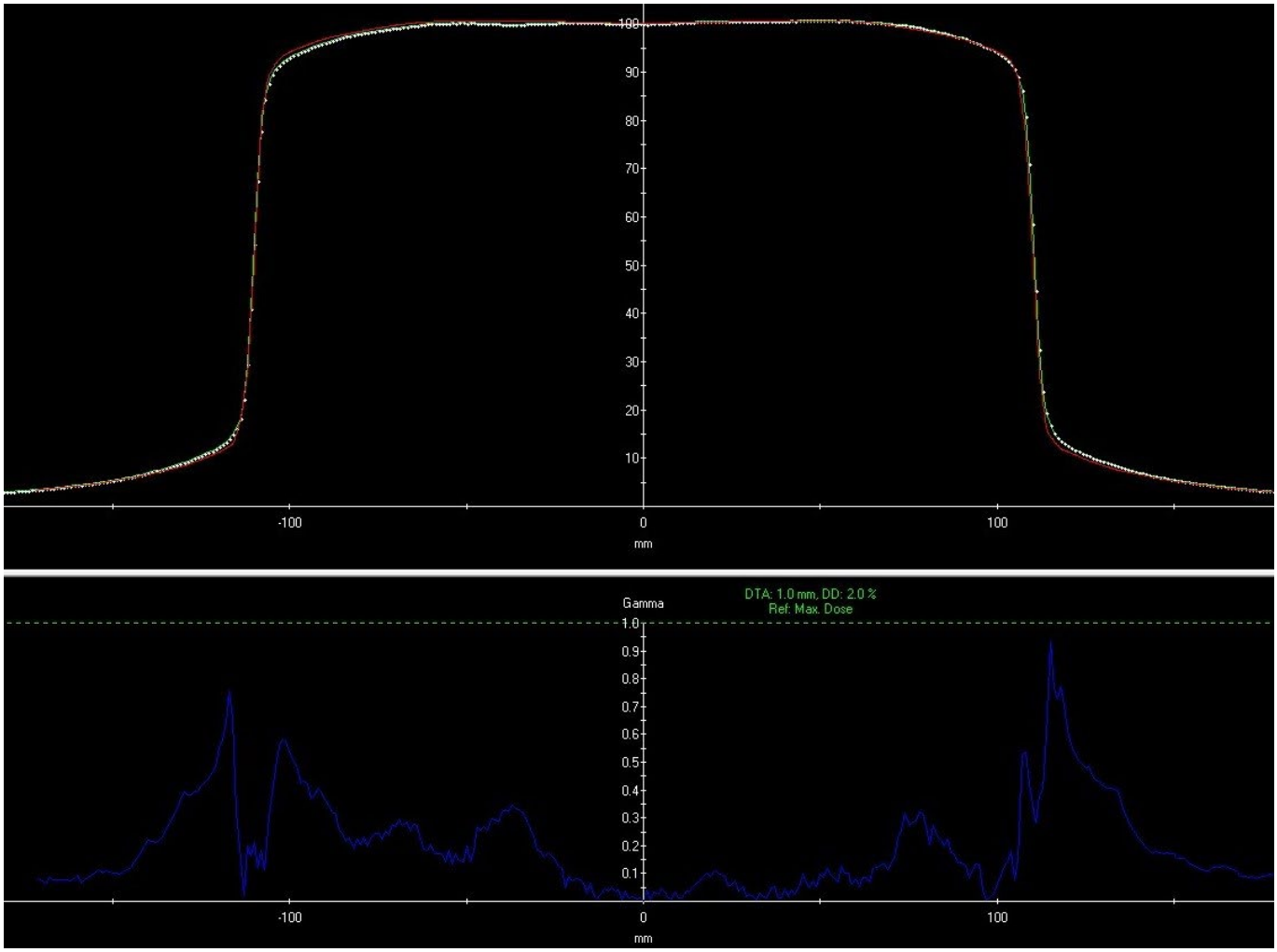


Imagen2: Comparación gamma 2% 1mm de perfiles X a profundidad 10cm de un campo 20x15cm2 entre un campo calculado en Eclipse y otro medido en cuba de agua.

DISCUSIÓN

Si queremos realizar un comisionado cuantitativo de los sistemas de planificación tal y como establece el protocolo de control de calidad de planificadores de la SEFM, debemos contar con herramientas versátiles de comparación entre curvas medidas en el acelerador lineal y el sistema de planificación. El uso de este programa de transformación de formatos nos ha permitido dicha comparación en un tiempo prudencial, ya que Eclipse no ofrece dicha posibilidad.

CONCLUSIONES

El programa es de fácil manejo y permite un ahorro de tiempo muy significativo con respecto a si quisiéramos realizar la modificación del formato de los archivos exportados por Eclipse a mano. Mephysto representa correctamente las curvas transformadas y permite el uso de herramientas de comparación.

HERRAMIENTA EXCEL PARA REGISTRO DE PACIENTES Y TRATAMIENTOS

Blázquez Molina, F. (1); Pérez-Calatayud, J. (1); Lago Martín, J. D. (1); Rodriguez Villalba, S. (1); Guevara Barrera, D. (1); Doval Raposo, S. (1); Zaragoza Sánchez, C. (1); Santos Ortega, M. (1)
(1) Hospital Clínica Benidorm

INTRODUCCIÓN

Pese a la gran versatilidad que ofrecen los programas de gestión de pacientes y tratamientos ofertados por las grandes casas comerciales, puede ser de utilidad tener una base de datos propia donde registrar y consultar de manera rápida los pacientes tratados, las características de los tratamientos, los resultados de las verificaciones, etcétera.

MATERIALES Y MÉTODOS

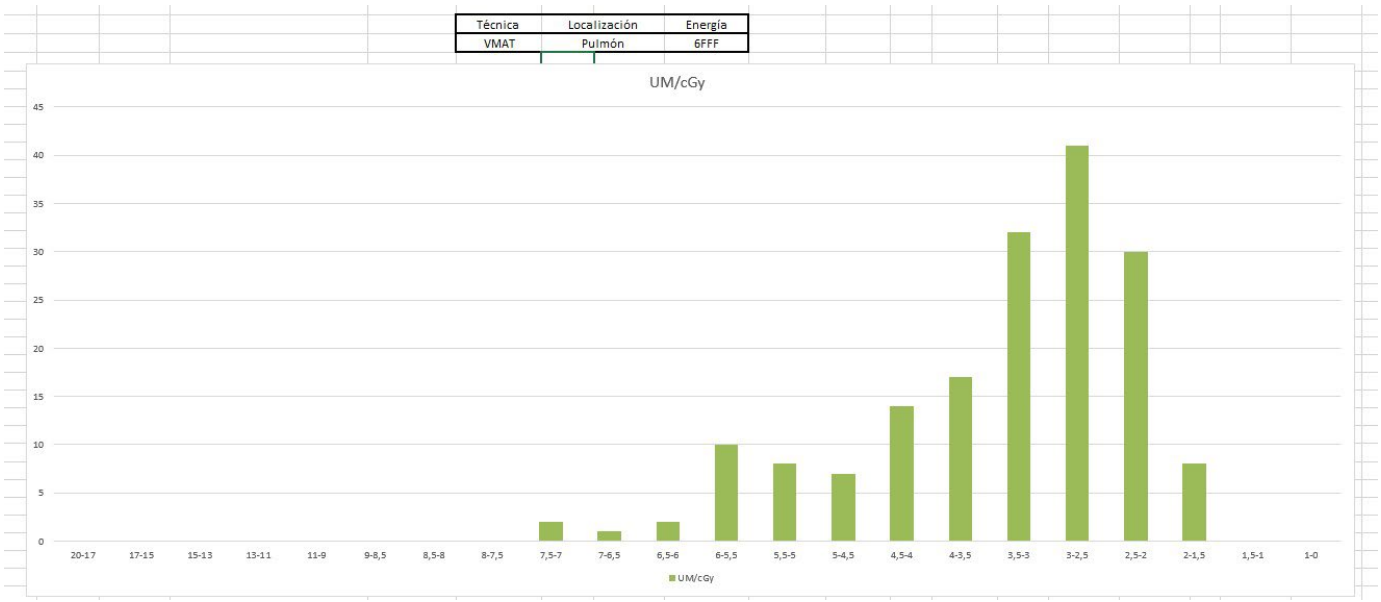
En nuestro centro, dicho registro se realiza en una hoja de Excel (Microsoft, Redmond, EEUU). Para cada paciente, se recoge:

- Identificador: nombre, apellidos y número de historia.
- Fechas de TC, planificación, inicio de tratamiento y revisión de segundo radiofísico.
- Técnica de tratamiento (electrones, 3DRT, arcos dinámicos, VMAT...), energía de tratamiento y unidades monitor.
- Localización del volumen a irradiar.
- Prescripción: dosis total, dosis por sesión, número de sesiones, fase de tratamiento.
- Resultados de la verificación y matriz de detectores empleada para la misma. Se realiza un registro distinto por cada fase de tratamiento.

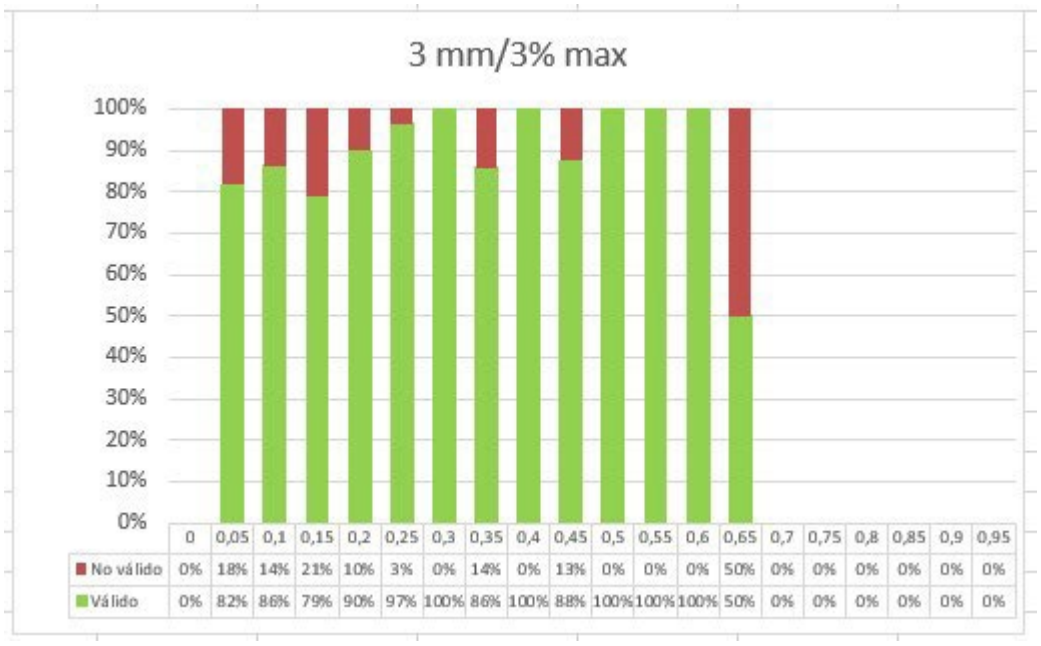
RESULTADOS

Con todo lo anterior, se han ido realizando una serie de hojas que analizan de manera automática los datos recogidos. Entre ellas están:

- Flujo mensual de pacientes.
- Tiempo trascurrido entre la realización del TC y la planificación, y su evolución en el tiempo.
- Estadísticas de tratamiento: por región anatómica y por técnica de tratamiento.Histograma con la relación del número de unidades monitor y la dosis empleada por tratamiento, con posibilidad de filtrar por técnica, localización y energía. En la fig.1 se muestra un ejemplo para tratamientos de pulmón.



- Resultado de las verificaciones, en función de la relación de los cGy impartidos por cada UM de tratamiento, para una determinada energía. En la fig. 2 se muestra un ejemplo para verificaciones gamma 3mm/3% para los planes tratados con energía de 10FFF.



	0	0,05	0,1	0,15	0,2	0,25	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6	0,65	0,7	0,75	0,8	0,85	0,9	0,95
No válido	0%	18%	14%	21%	10%	3%	0%	14%	0%	13%	0%	0%	0%	50%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
Válido	0%	82%	86%	79%	90%	97%	100%	86%	100%	88%	100%	100%	100%	50%	0%	0%	0%	0%	0%	0%

DISCUSIÓN

Nuestra hoja de registro de tratamientos puede ser usada con distintos fines:

- Consultar planes creados anteriormente, por ejemplo para una nueva planificación de un caso similar.
- Ver cómo evoluciona el tiempo trascurrido entre el TC y la planificación.
- Llevar un control de los planes realizados, su evolución en el tiempo, las características de los tratamientos y las técnicas empleadas.
- Analizar si la relación entre unidades monitor y dosis es la correcta en base a tratamientos anteriores similares.
- Poder prever si una verificación saldrá bien o mal en función del resultado de tratamientos anteriores similares y el número de unidades monitor.

CONCLUSIONES

Una hoja de registro de pacientes de confección propia es una herramienta muy útil dada su gran versatilidad y facilidad en la consulta con la posibilidad de configurarla según las necesidades del servicio.

INMOVILIZADOR PARA EXTREMIDADES INFERIORES: "TALISUS"

Gutiérrez Ruiz, M. (1); Lozano Coscolluela, N. (2); Velasco Solana, S. (2); Vázquez Rodríguez, J. A. (2)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (2) HUMV

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este proyecto es realizar mediante la innovación tecnológica de impresión 3D un dispositivo de inmovilización de extremidades inferiores que permita la mejora de la aplicación diaria de los tratamientos de radioterapia externa.

En oncología radioterápica la colocación de extremidades resulta un gran reto debido a que los actuales inmovilizadores son de uso complejo o no garantizan una correcta inmovilización y reproducibilidad del tratamiento dosimétricamente planificado.

Este proyecto surge con el fin de ayudar a solventar dichas necesidades.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los materiales empleados para su fabricación han sido plásticos PLA y PGA, ambos radiotransparentes con una densidad másica media del soporte de 0,22g/cm^3.

Los elementos del dispositivo han sido realizados mediante impresora 3D.

La base del inmovilizador está formada por dos barras regladas de fibra de carbono, sobre la que se desplazan los componentes del mismo. En su extremo distal el inmovilizador dispone de un soporte de pie con posibilidad de giro para adaptarse a la rotación del tobillo del paciente (ver FIGURA 1). Además sus elementos permiten colocar las piernas a diferentes alturas una de otra.

El inmovilizador queda fijado a la mesa de tratamiento mediante barras de indexación.

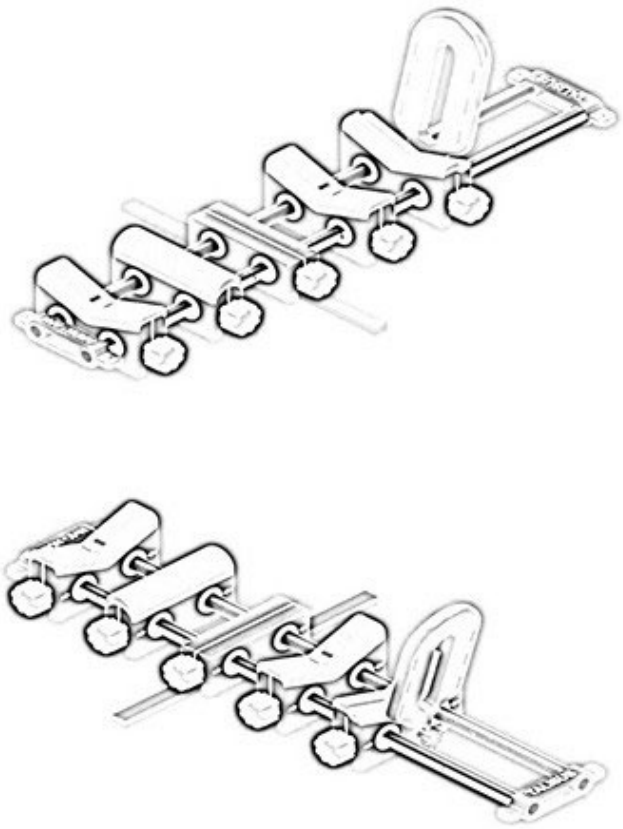


FIGURA 1: Diseño del inmovilizador

RESULTADOS

Con este inmovilizador tenemos en un solo elemento, un dispositivo versátil, con un correcto rendimiento en todos los percentiles, sin necesidad de elementos extra, adaptable a posibles variaciones del paciente y del tumor.

La posibilidad de la elevación de la extremidad afecta facilita la planificación dosimétrica.

El dispositivo permite reducir los tiempos de colocación, tanto en la simulación como en la aplicación del tratamiento, gracias a su fácil manejo, además de garantizar la correcta reproducibilidad del mismo reduciendo los errores tanto intra como interfracción.

CONCLUSIONES

La propuesta de innovación dotará de un mejor rendimiento a los tratamientos aplicados en extremidades inferiores tanto en calidad como en cantidad ya que los tiempos en los acelerados se reducirán considerablemente gracias a su fácil manejo y aplicación. El inmovilizador pretende garantizar tratamientos eficaces que cumplan con las demandas clínicas y los requisitos físicos y técnicos.

PROGRAMA DE REGISTRO Y VERIFICACIÓN DE DATOS DEL QA DIARIO Y SEMANAL DE LOS EQUIPOS DE RADIOTERAPIA

Raba, J. I. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Reguilón, A. (1); Uzquiza, J. (1); Arrebola, S. (1); Delgado, P. (1); Fabregat, R. (1); Suárez, N. (1); Vázquez, J. A. (1); Pacheco, M. T. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

INTRODUCCIÓN

Los equipos de tratamiento de un servicio de radioterapia requieren de la realización de una serie de pruebas que nos permiten asegurar su correcto funcionamiento y la seguridad de los pacientes.

El objetivo del trabajo ha sido desarrollar un programa informático para el registro de los controles de calidad diarios y semanales de los equipos del Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla (HUMV). El programa registra de forma rápida y sencilla qué se ha medido, quién ha realizado el control de calidad y la fecha del mismo así como el estado del equipo, en base a unas tolerancias.

MATERIAL Y MÉTODO

El programa informático se desarrolla en Delphi (Object Pascal) ligero (<900 KB), con configuración en archivo de texto separado, y datos particulares de cada control de calidad (por ejemplo, la cámara de medida, la actividad de la fuente, las referencias y tolerancias de un parámetro...) en otro fichero de texto. Esto hace que sea innecesario recompilarlo ante cambios en estos datos.

Se crea el acceso directo al programa en los escritorios de 10 ordenadores del servicio, para que los trabajadores tengan fácil acceso, y los datos alojados se tienen en una carpeta compartida en la red del servicio, lo cual facilita el cambio de versiones.

El programa presenta una interfaz común, intuitiva y personalizable y cuenta con botón de ayuda si se necesita explicación de las pruebas a realizar.

RESULTADOS

El programa realiza un registro de datos en un fichero de texto separado por carácter elegible (fácilmente importable a Excel para su análisis), realiza los cálculos necesarios y presenta el resultado con código de colores (verde, amarillo, rojo) según tolerancias definidas (Figura 1). La selección de los distintos valores se realiza mediante menús desplegables configurables, casillas de 'check' y casillas de entrada de datos por teclado. Además, no permite guardar la verificación si no están rellenos todos los campos obligatorios, si no se identifica quién lo ha hecho o si no se especifica el estado de operatividad del equipo.

También cuenta con un formulario, al que se accede por un botón (s), para los controles semanales que se registran en otro archivo específico.

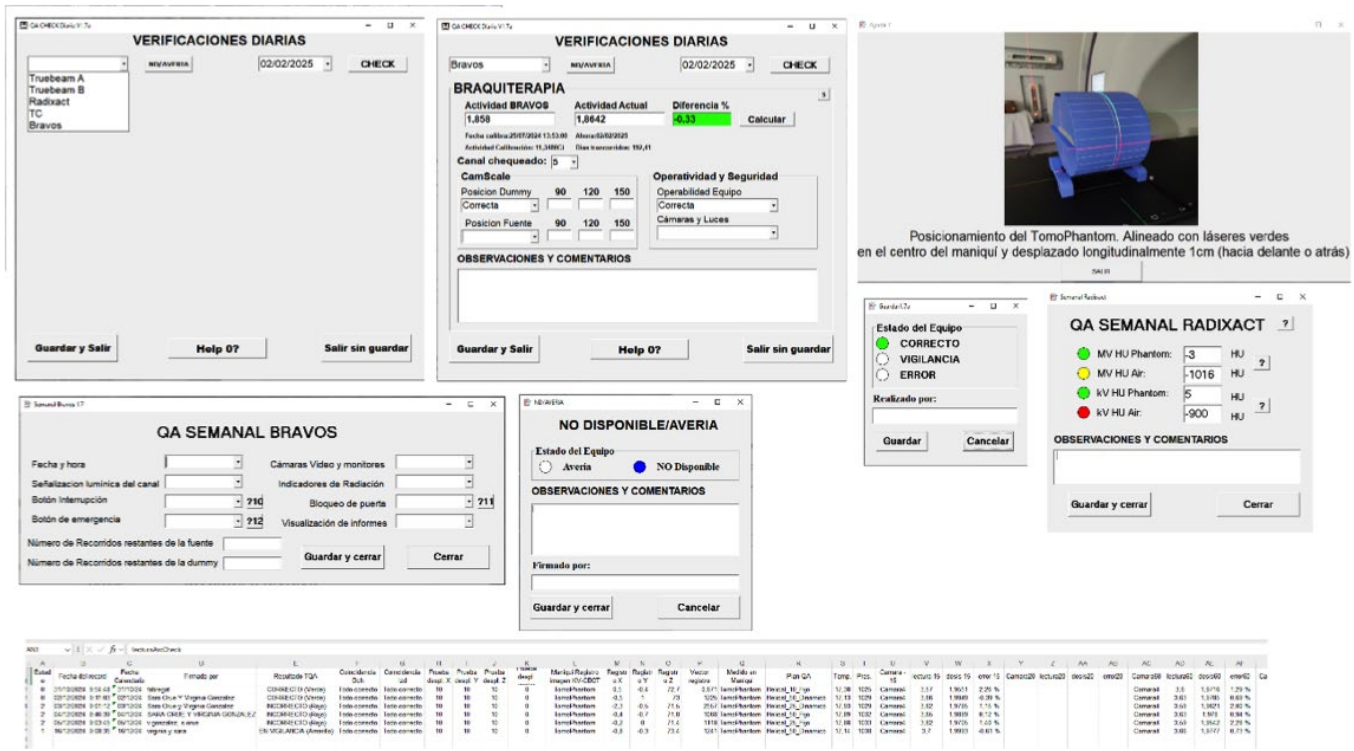


FIGURA 1: distintos formularios del programa donde elegir el equipo, el tipo de QA (diario o semanal), los parámetros a registrar, el estado del equipo (correcto, incorrecto, en vigilancia) así como los resultados volcados en Excel para su análisis.

Se ha incluido un botón para la verificación rápida del resultado del QA de los equipos en cualquier fecha (FIGURA 2).

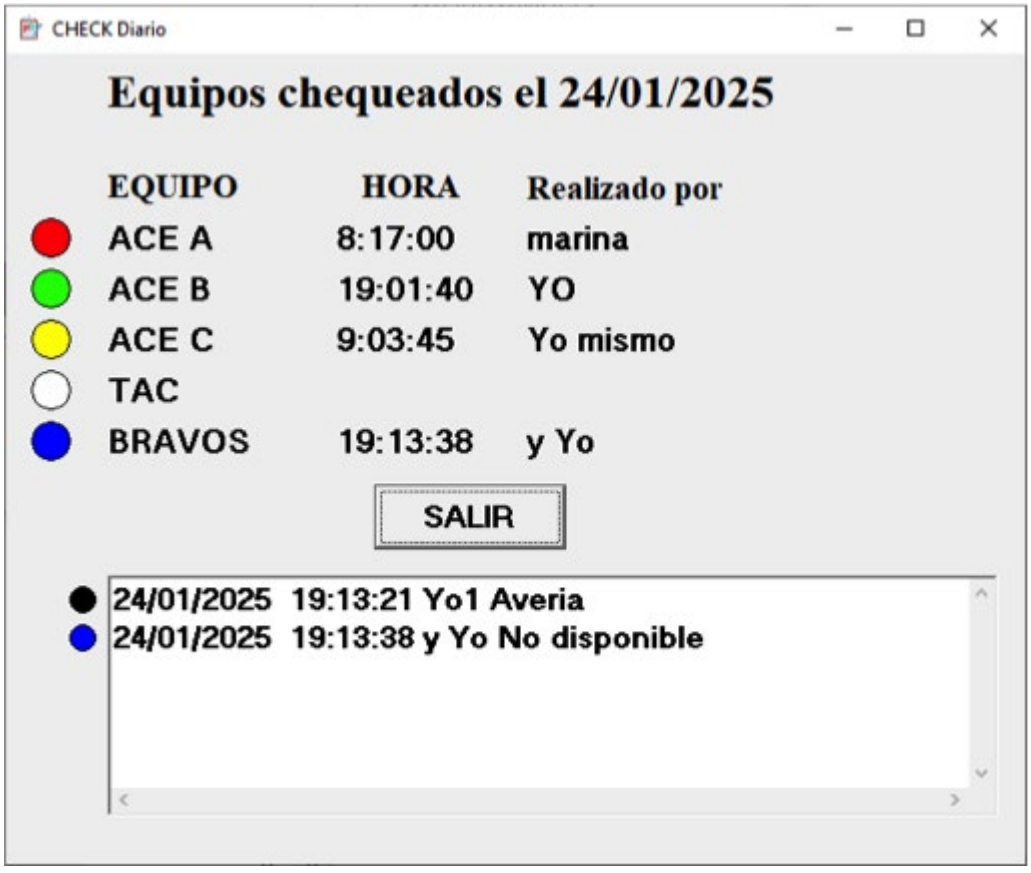


FIGURA 2: verificación rápida del estado de los aceleradores lineales (Ace A, B y C), el tomógrafo computarizado (TAC) y el equipo de braquiterapia (Bravos) de servicio.

CONCLUSIÓN

El programa facilita el registro y el análisis de los controles de calidad de los equipos del servicio y es fácilmente adaptable a los cambios. Éste ha sido bien aceptado por parte del personal que lo utiliza aunque sigue en vías de desarrollo con el fin de recoger sugerencias y añadir nuevas funcionalidades.

DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN PARA EL ANÁLISIS DEL TIEMPO DE LATENCIA DEL MLC EN EL EQUIPO RADIXACT

Suárez Álvarez, N. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Reguilón Martín, A. (1); Uzquiza López, J. (1); Gómez Enríquez, F. (2); Fabregat Borrás, R. (1); Vázquez Rodríguez, J. A. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Delgado Tapia, P. (1); Raba Díez, J. I. (1); Pacheco Baldor, M. T. (1)
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (2) Complejo Asistencial de Zamora

INTRODUCCIÓN

Cada lámina del MLC binario del equipo Radixact (Accuray) tarda aproximadamente entre 11 y 17 ms en realizar el movimiento completo de apertura o cierre. La suma de ese tiempo de tránsito y de activación es lo que se denomina tiempo de reacción o latencia. Un modelado incorrecto puede inducir errores de más del 5% en las verificaciones pretratamiento para ciertos planes con período de gantry corto y alto factor de modulación[1].

En este trabajo se ha desarrollado una aplicación propia Latencia para automatizar el análisis del tiempo de latencia del MLC basado en los *Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en Tomoterapia* de la SEFM[2].

MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se realizan en un equipo Radixact 2x(Accuray) haciendo uso del sistema TomoDose (SunNuclear), un dispositivo de control de calidad que consiste en una matriz de 223 diodos con 0.76cm de resolución espacial y frecuencia de muestreo de 8ms, al que se le colocaron 0.5cm de agua virtual (Fig 1).

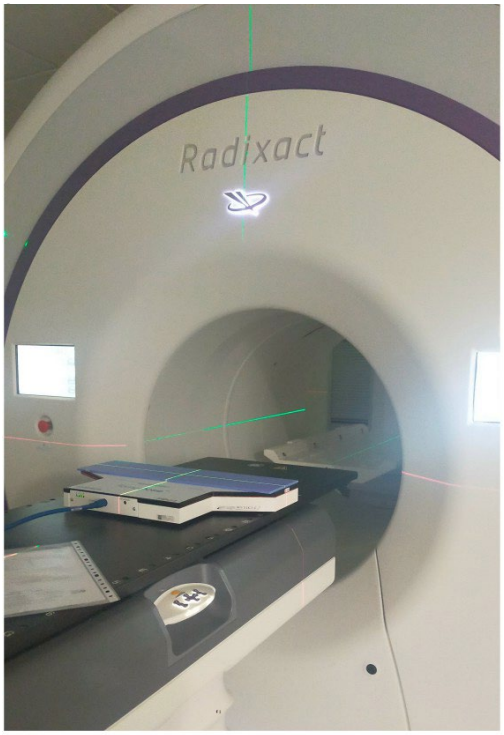


Figura 1. Disposición del sistema de medida

Siguiendo el método A recomendado por la SEFM, se irradian tres procedimientos con mesa y gantry estáticos de campo 5cmx40cm, y con tiempos de proyección máxima (MPT) de 200, 400 y 800ms, en los que las láminas se abren distintos porcentajes del MPT (2%-100%). Se asume un mismo comportamiento para todas las láminas, así que sólo se utilizan ocho (2,12,22,32,33,43,53 y 63) para obtener la curva de modelado.

Respecto al procedimiento proporcionado por Accuray y las recomendaciones de la SEFM, hemos reducido el número de proyecciones en el sinograma para el 100% del MPT ya que la lectura de los diodos en tiempos mayores a 700ms se saturaba al ser la tasa de dosis en Radixact mayor que en Tomoterapia.

Las medidas se adquieren en el software TomoDose y se exportan en formato texto. Se ha desarrollado una aplicación propia en Matlab R2020a, la cual importa dicho archivo y sustrae la señal de transmisión de los segmentos con láminas cerradas. Posteriormente, normaliza las cuentas registradas para una única proyección y respecto a la lectura máxima del 100% del MPT.

Por último, realiza un ajuste lineal de la curva de latencia de cada lámina, mostrando la pendiente y la ordenada en el origen de los siete ajustes y el promedio de los mismos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

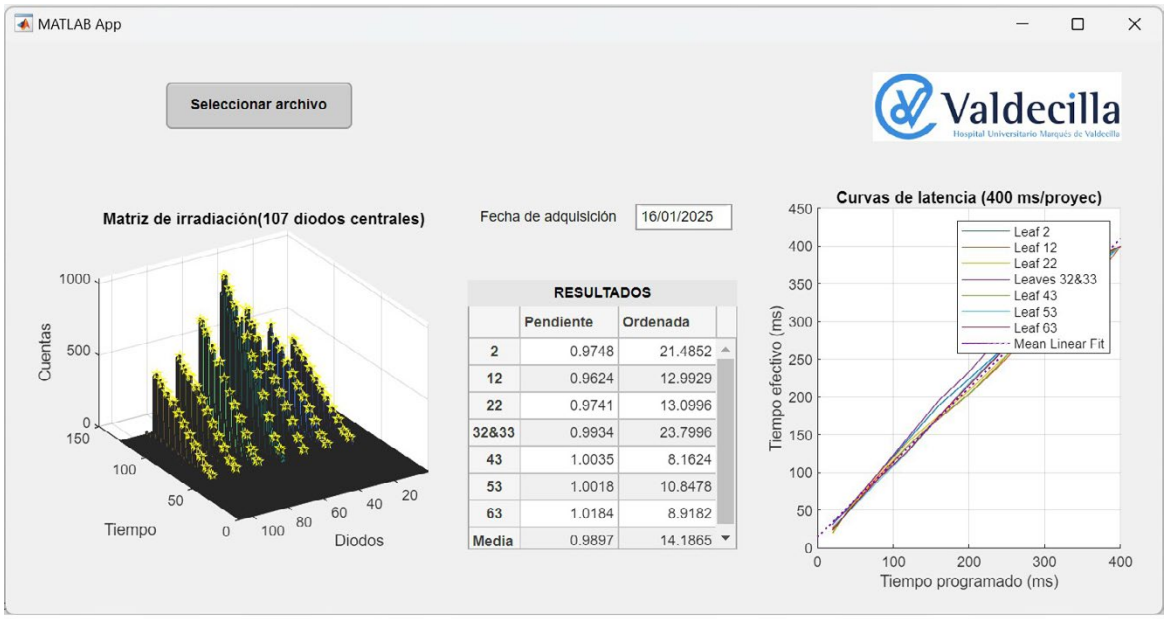


Figura 2. Interfaz de usuario del software Latencia (resultados para el procedimiento de 400ms/proyección)

En la figura 2 se muestra la interfaz de usuario. Los resultados mostrados son para el procedimiento de 400ms. El programa permite visualizar el ajuste para cada lámina, la ubicación de los máximos de la señal medida y detectar si hay transmisión en las láminas cerradas, lo que permite identificar algunos problemas adicionales del MLC.

El modelado introducido en el TPS Raystation es una curva de pendiente uno y ordenada en el origen 0, siendo la tolerancia establecida por el procedimiento un 2%.

CONCLUSIONES

La aplicación desarrollada nos ha permitido realizar un análisis más automatizado, verificando que la curva de latencia está por debajo de un 2% respecto a la referencia inicial.

VERIFICACIÓN DE LA COINCIDENCIA DE LOS ISOCENTROS DEL HAZ DE RADIACIÓN Y DE KILOVOLTAJE MEDIANTE ADQUISIONES DE IMAGEN PORTAL

Chamorro Serrano, P. (1); Simón De Blas, R. (1); Obesso De Diego, A. (1); Botella Faus, P. (1); Roch González, M. (1); Gallego Molina, C. (1); Paradela Díaz, G. (1); Castro Tejero, P. (1)
(1) H.U. La Princesa;

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de radiocirugía es imprescindible que la distancia entre los isocentros de radiación y de kilovoltaje no sea superior a 1 mm[1]. Un método bastante extendido consiste en el adquisición de imágenes PORTAL de un maniquí con alguna marca en su interior que previamente se ha hecho coincidir con el isocentro de kilovoltaje. A partir de las imágenes se detecta el centro del campo de radiación y el de la marca interna, y se obtiene la distancia entre estos puntos. En este trabajo se ha

implementado este test con dos maniquíes distintos y se ha programado un código con MATLAB v24.1 (R2024a) que permite analizar las imágenes obtenidas con dos métodos diferentes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los maniquíes empleados han sido el QUASAR™ Penta-Guide (PG) y el Varian Isocentre Cube (IC). Ambos poseen una geometría cúbica y contienen una esfera central de distinto material que el resto del maniquí, siendo de aire en el caso del PG y de metal en el del IC. El centro del maniquí se hizo coincidir con el isocentro de kV mediante la adquisicón de imágenes ortogonales. Posteriormente, se adquirieron diversas imagenes con el EPID para distintos ángulos de gantry, de colimador y de mesa. Las imágenes fueron analizadas con dos algoritmos distintos: detección por umbral (DU) y transformada de Hough[2] (TH).

RESULTADOS

En la **figura 1** se muestra las imágenes obtenidas y la detección de los centros del campo de radiación y del círculo central de los maniquíes con cada algoritmo.

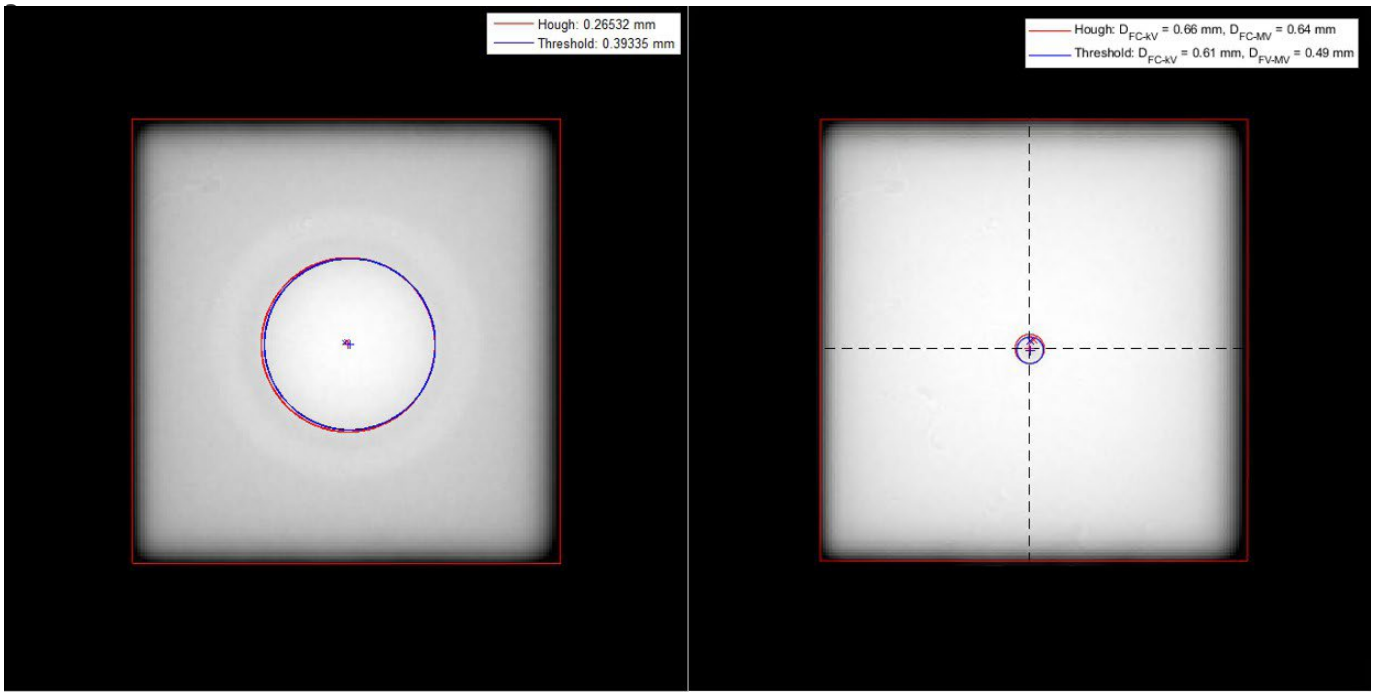


Figura 1**:** Detección del campo de radiación y del círculo central en el maniquí PG (izquierda) e IC (derecha). Los colores distinguen el método empleado.

DISCUSIÓN

En la **figura 1** se observa una discrepancia entre los resultados obtenidos con cada método debido a que la segmentación por umbral no coincide con las regiones de máximo gradiente que se detectan con la TH. Además, de los dos métodos empleados, la DU depende del maniquí empleado, pues los umbrales para detectar el centro de la esfera dependen del material del mismo. La TH no depende del maniquí debido a que el campo de radiación y la esfera central se segmentan a partir de la detección de sus bordes. En cuanto a los tiempos de ejecución, el algoritmo basado en la TH es computacionalmente más costoso.

CONCLUSIONES

A pesar de ser más complejo, el método de Hough es preferible debido a que no depende del maniquí empleado. Debido a la discrepancia entre los distintos métodos usados, es preferible usar un maniquí con una esfera central lo más pequeña posible.

REFERENCIAS

1 Du W, Yang J, Luo D, Martel M. A simple method to quantify the coincidence between portal image graticules and radiation field centers or radiation isocenter. Med Phys. 2010 May;37(5):2256-63.

2 Du W, Yang J. A robust Hough transform algorithm for determining the radiation centers of circular and rectangular fields with subpixel accuracy. Phys Med Biol. 2009 Feb 7;54(3):555-67.

AUTOMATIZACIÓN DE LA PRUEBA DE ESTABILIDAD DE LA DOSIS CON LA ROTACIÓN EN IRRADIACIONES HELICOIDALES EN RADIXACT

Astudillo Olalla, R. (1); Suárez Álvarez, N. (2); Gutiérrez Ruiz, M. (2); Fabregat Borrás, R. (2); Reguilón Martín, A. (2); Uzquiza López, J. (2); Gómez Enriquez, F. (3); Corro Verde, U. A. (2); Alonso Muriedas, J. (4); Vázquez, J. A. (2); Raba Díez, J. I. (2); Pacheco Baldor, M. T. (2)
(1) HOSPITAL UNIVERSITARIO DE NAVARRA; (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (3) Complejo Hospitalario Zamora; (4) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos helicoidales que realiza un acelerador lineal tipo tomoterapia requieren de una alta estabilidad en la dosis durante la rotación. Estos tratamientos duran típicamente entre 2 y 10 minutos, por lo que el sistema debe ser capaz de mantener una tasa de dosis constante durante largos periodos de tiempo para asegurar un tratamiento óptimo de los pacientes. En consecuencia, se han desarrollado una serie de pruebas que verifican la estabilidad de la dosis en el isocentro. Sin embargo, el análisis de estas pruebas es manual y tedioso. El objetivo de este trabajo es automatizar una de estas pruebas, reduciendo la incertidumbre en su análisis.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha analizado la estabilidad de la dosis en un equipo de [ns1] Radixact (Accuray) usando la cámara lápiz A17 de Standard Imaging. Esta cámara presenta una respuesta homogénea a lo largo de su eje, minimizando las posibles incertidumbres en su posicionamiento longitudinal. El montaje se presenta en la imagen 1, siguiendo la referencia [1]. Se realizó una irradiación de 10 minutos con rotación de gantry y mesa estática. Se usó el programa TEMS para la adquisición de datos, con un tiempo de adquisición de 100ms. El análisis automático de la prueba se realizó en Python, analizando la variación pico-a-pico y el número de puntos fuera de la tolerancia (puntos con una discrepancia mayor de 0.5% respecto al valor promedio de toda la irradiación). La prueba se repitió 3 veces (mismo montaje) para comprobar reproducibilidad y, en unos de los casos, el análisis se repitió 5 veces con el programa para comprobar repetibilidad.

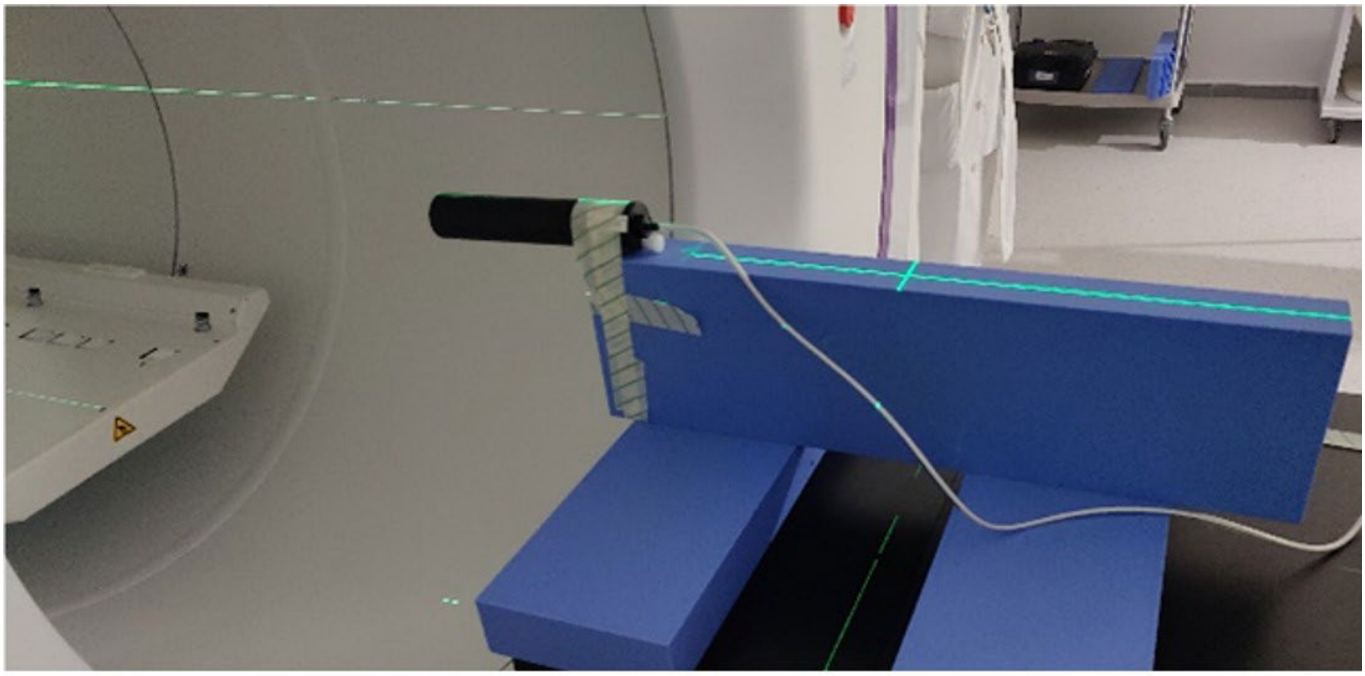


Figura 1: Montaje utilizado para la prueba siguiendo la referencia [1]

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El programa desarrollado procesa y analiza las medidas proporcionadas por TEMS, mostrando los resultados en una interfaz gráfica (imagen 2). En ésta, se puede observar la señal una vez eliminada la fase de calentamiento del sistema, junto con líneas que marcan las tolerancias de la prueba. Los puntos marcados corresponden a fluctuaciones del acelerador que resultan en disminuciones de la dosis. La prueba falla cuando más de un grupo de tres puntos cae fuera de la tolerancia, equivalente a una subdosificación

durante 300ms. Considerando que el mínimo tiempo de cada punto de control en un tratamiento helicoidal TomoHelical es de 230ms, consideramos justificada esta tolerancia.

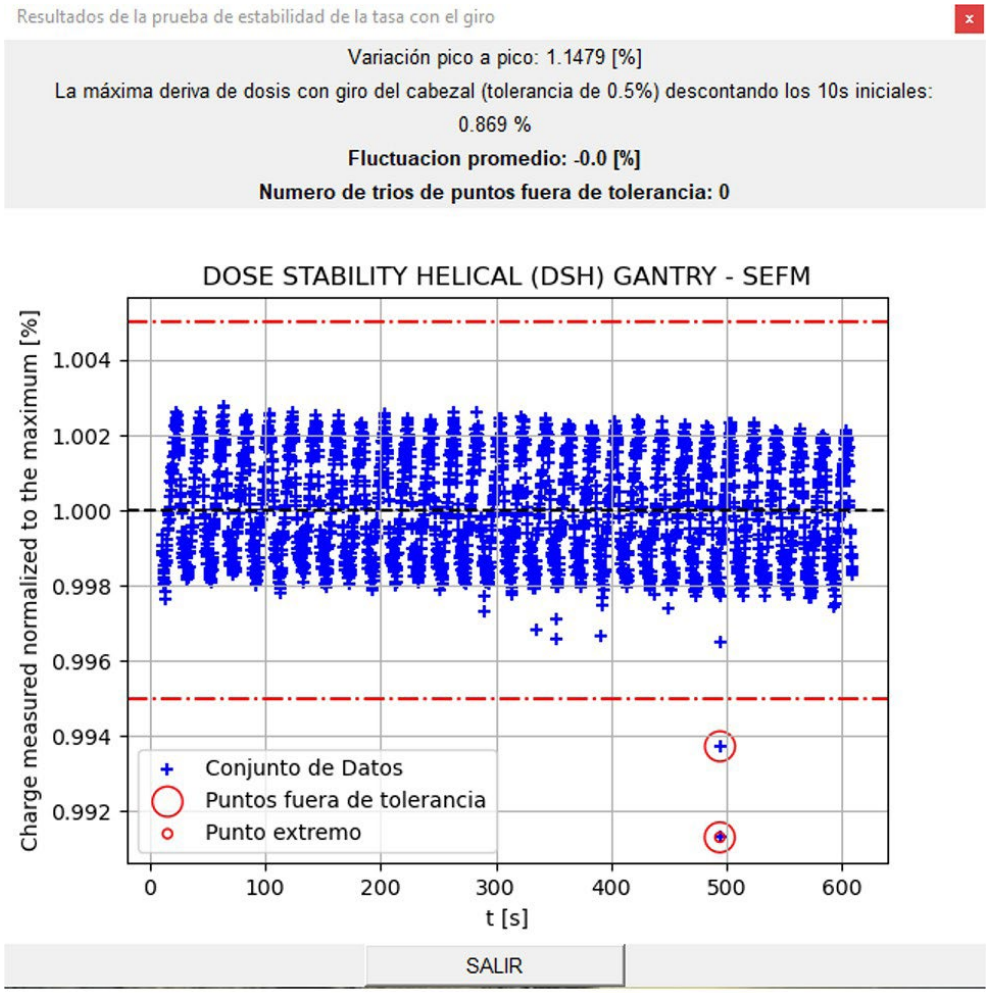


Imagen 2: Interfaz gráfica que presenta la dosis en el tiempo y el análisis de la prueba

Dado que se trata de un software de análisis y se utilizan los mismos datos, la repetibilidad de la variación pico a pico es 0. El valor de reproducibilidad es del 0.7% (desviación estándar con κ=1), lo que representa la reproducibilidad combinada de la máquina de tratamiento y el proceso de adquisición.

CONCLUSIONES

Se ha creado un programa que automatiza la prueba de estabilidad de la tasa de dosis en tratamientos helicoidales en equipos de tomoterapia de manera repetible y reproducible. Además, esta automatización ha introducido una nueva forma de evaluar esta prueba, mejorando el proceso de análisis.

[1] Rodríguez Romero, R., et al. (2018). Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia. Revista De Física Médica, 19(2).

EXACTITUD DEL AVANCE DE MESA EN TOMOTERAPIA: AUTOMATIZACIÓN DE SU ANÁLISIS MEDIANTE UNA APLICACIÓN PROPIA EN PYTHON

Astudillo Olalla, R. (1); Gómez Enriquez, F. (2); Gutiérrez Ruiz, M. (3); Suárez Álvarez, N. (3); Fabregat Borrás, R. (3); Reguilón Martín, A. (3); Uzquiza López, J. (3); Corro Verde, U. A. (3); Alonso Muriedas, J. (4); Vázquez, J. A. (3); Raba, J. I. (3); Pacheco Baldor, M. T. (3)
(1) Hospital Universitario de Navarra; (2) Complejo Hospitalario Zamora; (3) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (4) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

Lo equipos de Tomoterapia se diferencian de otros aceleradores lineales, entre otras características, por la combinación de la irradiación del paciente con un haz estrecho y el movimiento de la mesa de tratamiento. Durante el tratamiento, la mesa adquiere una velocidad constante, la cual debe ser la misma que la utilizada en la planificación de su tratamiento. Una velocidad 1mm/s inferior a la planificada puede conllevar una sobredosificación de un 1% en el paciente [1].

Es por ello que se han propuesto pruebas (como la presente en el documento de la referencia [2]) cuyo objetivo es realizar un control específico de la velocidad de la mesa, para varias velocidades de tratamiento. En este trabajo se ha creado un programa con el fin de automatizar su análisis, evitando incertidumbres relacionadas con el cálculo manual de la velocidad.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha analizado la velocidad de avance de mesa en un equipo *Accuray Radixact* y utilizando el maniquí *TomoHE* de *SunNuclear* y dos cámaras *A1SL* de *Standard Imaging*, las cuales se han conectado con el programa *TEMS* para la adquisición de la carga recogida. El montaje sigue la referencia [1], tal y como se ve en la imagen 1. El maniquí se coloca con los huecos para cámaras paralelos a la dirección de avance de la mesa y las cámaras separadas 17.5cm. Se realiza varias irradiaciones con velocidades de mesa de 0.05cm/s, 0.1cm/s y 0.15cm/s. El programa creado para su análisis se ha realizado utilizando *Python* y se ha empaquetado en un ejecutable para el mejor manejo de este. El programa calcula la distancia temporal entre los picos de cada una de las cámaras y, siendo 17.5cm la distancia entre ellas, calcula la velocidad de movimiento de la mesa.

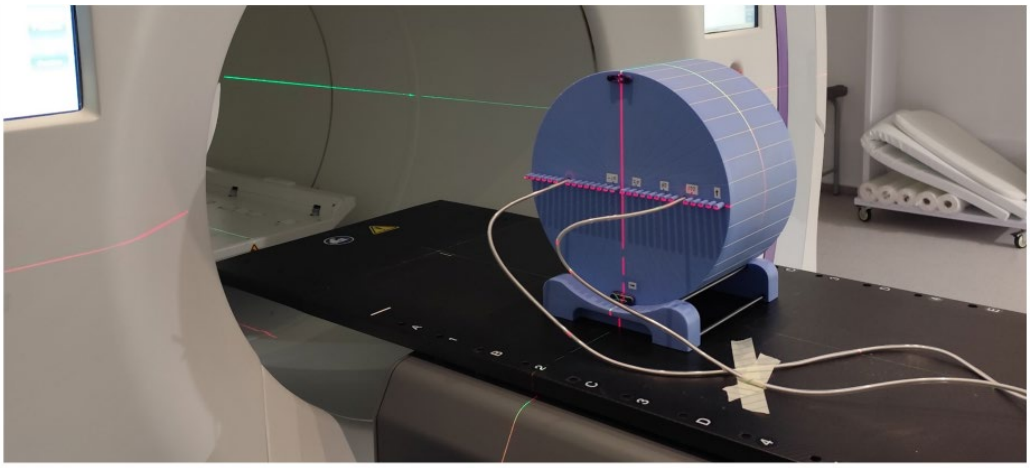


Figura 1: Montaje utilizado para la prueba siguiendo la referencia [2]

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la imagen 2 se puede ver el resultado del análisis de una de las pruebas. Este se presenta en forma de una interfaz gráfica en la cual presenta el valor en ms de la diferencia temporal, la velocidad calculada y, dado que se hace a unas velocidades conocidas, el programa detecta cuál de las 3 situaciones es, proporcionando el valor nominal, el calculado y la diferencia relativa respecto la nominal. En caso de que la diferencia sea mayor de un 1%, advertiría de que la prueba es errónea.

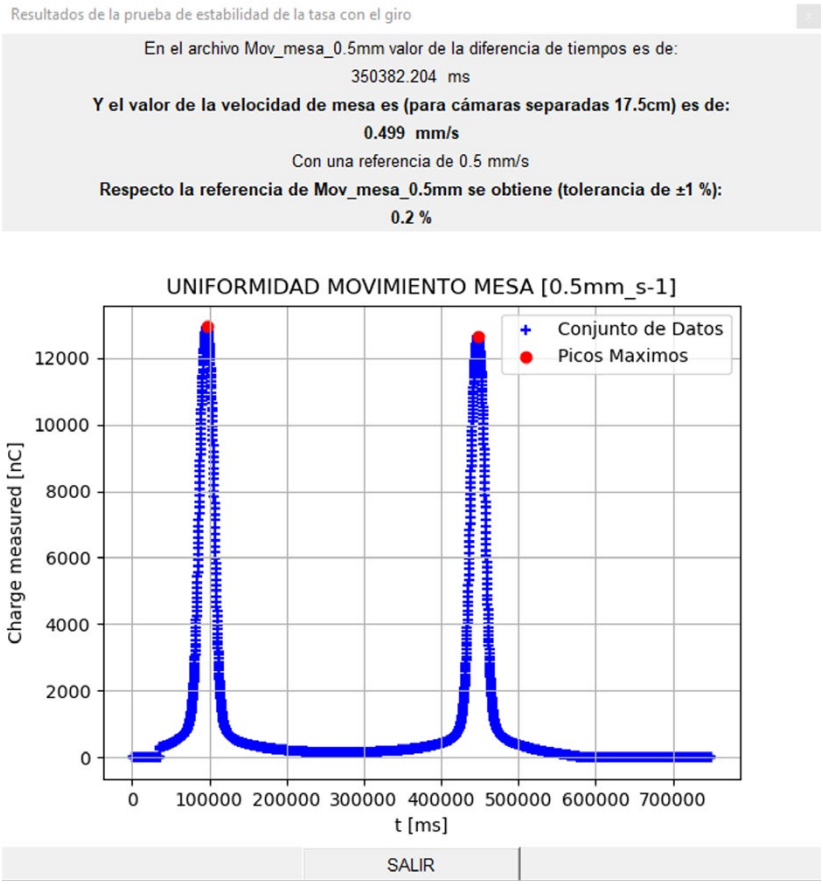


Imagen 2: Interfaz gráfica con el resultado de la prueba.

Dado que el análisis se realiza de forma automática, se ha comprobado que la repetibilidad del programa es del 0%.

CONCLUSIONES

Se ha realizado un programa para la automatización del análisis de la prueba de control de calidad de la velocidad de la mesa en tratamientos de tomoterapia. Este permite un análisis objetivo, rápido y eficaz de esta prueba, eliminando las incertidumbres relacionadas con el análisis manual.

REFERENCIAS

Balog, J., & Soisson, E. (2008). Helical tomotherapy quality assurance. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 71(1 Suppl), S113–S117. https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2007.10.

Rodríguez Romero, R., et al. (2018). Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia. Revista De Física Médica, 19(2).

ANÁLISIS INDEPENDIENTE Y AUTOMATIZADO MEDIANTE APLICACIÓN CASERA DE LA PRUEBA BARRIDO DE MORDAZAS – MORDAZAS DINÁMICAS PARA ACCURAY RADIXACT

Astudillo Olalla, R. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (2); Suárez Álvarez, N. (2); Fabregat Borrás, R. (2); Reguilón Martín, A. (2); Uzquiza López, J. (2); Gómez Enriquez, F. (3); Corro Verde, U. A. (2); Alonso Muriedas, J. (4); Vázquez, J. A. (2); Raba Díez, J. I. (2); Pacheco Baldor, M. T. (2)
(1) Hospital Universitario de Navarra; (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (3) Complejo Hospitalario Zamora; (4) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

Una de las características de un acelerador tipo tomoterapia es la apertura y cierre de sus mordazas delantera y trasera, que conforman el haz longitudinalmente. La configuración de mordazas dinámica permite la disminución de la dosis antes y después del volumen de tratamiento. Por tanto, es imprescindible comprobar la precisión y la velocidad con que estas abren y cierran. Radixact, el nuevo modelo de tomoterapia, incluye el análisis de esta prueba en el software TQA que proporciona la casa comercial. Esta prueba aparece también en el informe del Task Group 306 de la AAPM sobre Control de Calidad en Tomoterapia [1]. TQA no analiza todos los parámetros posibles de la prueba y la AAPM proporciona un fichero de MATLAB para su análisis, siendo este un programa de pago. Es por esto que se ha hecho un ejecutable en Python que analiza gran parte de los parámetros que presenta la prueba.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha medido la prueba Barrido de Mordazas – Mordazas dinámicas en un Accuray Radixact con una cámara A17 (Standard Imaging) situada en el isocentro. En la imagen 1 se observan las diferentes partes de la prueba. A destacar:

- *Precisión temporal* (A y G): los dos picos representan movimientos de las dos mordazas cuando se abren-cierran- abren simétricamente. Sirve para comparar la coherencia temporal de la prueba. La referencia es 480s y tolerancia según AAPM de 0.1s.
- *Barrido de mordaza* (D y E): la mordaza trasera (y delantera) barren todo su recorrido de apertura y cierre a una velocidad constante. Nuestro software analiza los tiempos de apertura y de cierre y comprara entre mordazas y entre los dos movimientos. AAPM considera 2% como tolerancia, pero en el centro hemos considerado 1% debido a su gran importancia.

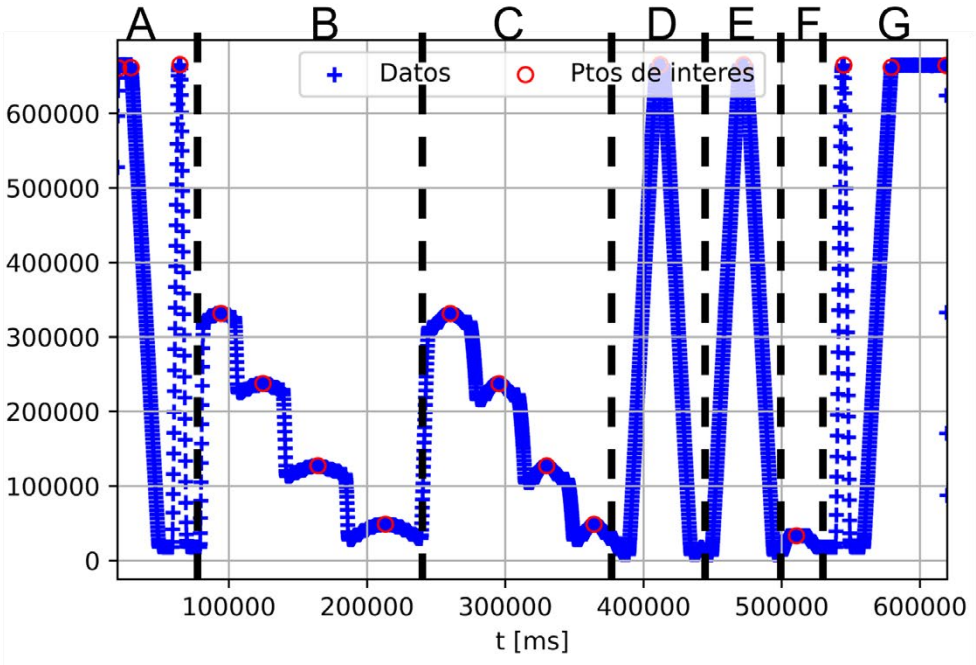


Imagen 1: Prueba Barrido de Mordaza – Mordaza Dinámica. Los puntos rojos son los máximos locales que se usarán para el análisis de las diferentes pruebas, a destacar el A y G (Precisión temporal) y D y E (Barrido de mordaza trasera y delantera, respectivamente).

TQA analiza esta prueba alineando la medida con una referencia (medida en el centro) y da valores para la prueba de precisión temporal, pero para barrido de mordaza solo considera un test gamma (2%/0.5s). Se ha comprobado el funcionamiento del software creado en Python.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Como se puede ver en la imagen 2, este programa genera diferentes imágenes de comprobación tanto de la precisión temporal como del barrido de mordaza. Además, proporciona los resultados en un archivo de texto.

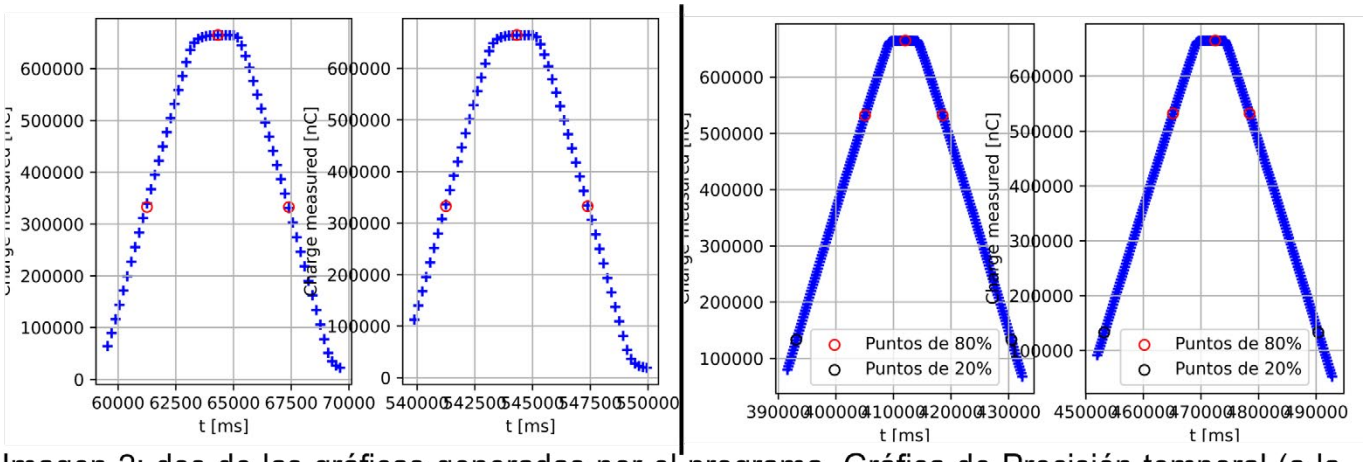


Imagen 2: dos de las gráficas generadas por el programa. Gráfica de Precisión temporal (a la izquierda pico A y a la derecha, el G) a la izquierda y Barrido de mordaza (a la izquierda pico D, y a la derecha pico E) a la derecha.

Sin embargo, también están presentes las pruebas de Barridos discretos (B) y continuos (C) y Barrido de mordaza trasera frente a barrido de mordaza frontal (F), las cuales no ha sido aun automatizadas. Tanto TQA como la AAPM solo analizan y dan tolerancia (2%) a la primera prueba, aunque su análisis puede realizarse con otras pruebas complementarias. El Barrido de mordaza trasera frente a frontal no se ha analizado ni por la AAPM ni por TQA.

CONCLUSIONES

El análisis de la Barrido de Mordazas – Mordazas dinámicas se ha automatizado en parte mediante un ejecutable basado en Python. Esta solución permitirá, tras actualización, un completo control del funcionamiento de las mordazas con un software de libre uso.

BIBLIOGRAFÍA

[1] AAPM Task Group Report 306: quality control and assurance for tomotherapy.

DIEZ AÑOS DE CONTROL DE CALIDAD CON EPID

Barbés Fernández, B. (1); Cuenca Bandín, T. (1); Yáñez Barro, M. (1); Serrano Pérez, D. (1); Burguete Mas, J. (2)
(1) Clínica Universidad de Navarra, sede Pamplona; (2) Universidad de Navarra

Existen en el mercado maniquís diseñados para el control de calidad (CC) periódico de los ALE. Sin embargo, el uso del EPID permite una mayor versatilidad y la capacidad de multiplicar las pruebas.

A lo largo de diez años, se han ido desarrollando en la CUN una serie de herramientas en *Python* con este fin, empleando el EPID (*iView*) y el OBI (*XVI*). En dos ocasiones fueron publicadas en la Revista Española de Física Médica.

Previamente, se ha de comprobar que el valor de píxel sobre el *iView* es un sucedáneo de la dosis y que es lineal con ésta. Se puede suponer que esa condición se mantiene el el tiempo por la coherencia de las medidas.

La figura 1 muestra la interfaz del programa.

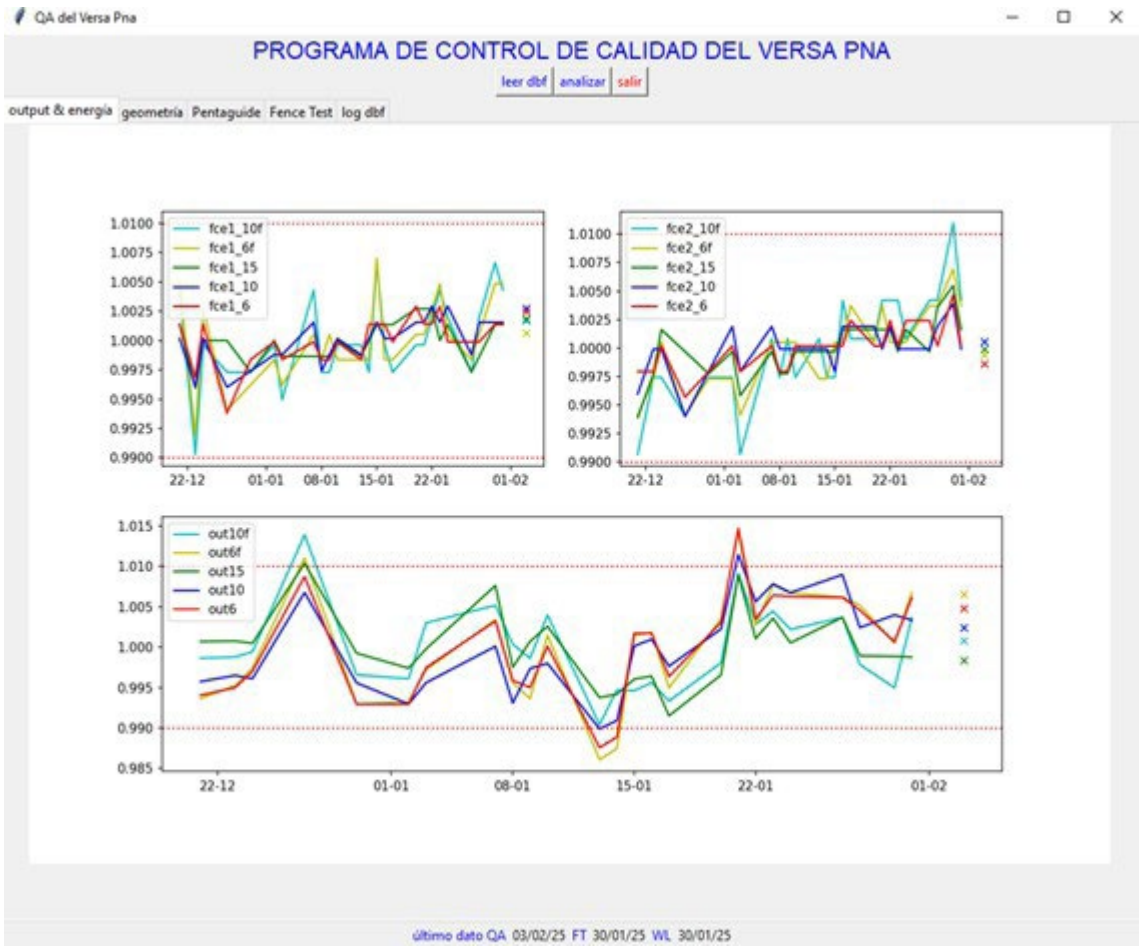


FIGURA 1. *Interfaz gráfica*

La tabla 1 sintetiza los CC implementados. Especificamos:

E: energía. "Todas" indica todas las disponibles: 6MV, 10MV, 15MV, 6FFF y 10FFF.

f: frecuencia: D es diaria, 2D cada dos días, S semanal, M mensual, 6M semestral. "-" significa que no está en uso.

BBDD: se toman las imágenes directamente de la base de datos del iView, sin necesidad de exportarlas.

gra: los que actualmente están integrados en interfaz gráfica

Prueba	E	f	BBDD	gra
Output (1)	Todas	D	sí	sí
Tamaño de campo 20x20 (1)	Todas	D	sí	sí
Centrado de campo en EPID (1)	Todas	D	sí	sí
Centrado de campo (1)	Todas	D	sí	sí
Constancia de la energía con aluminios (1)	Todas	D	sí	sí
Constancia de la energía con cuñas (2)	Todas	-	sí	sí
Simetría in y crossline (1)	Todas	D	sí	sí
Uniformidad in y crossline (1)	Todas	D	sí	sí
Comparación gamma de superficies (1)	Todas	-	sí	no
Coincidencia isocentro MV-kV (3)	6MV	2D	sí	sí
MLC Picket Fence con giro de Gantry (4)	6MV	S	no	sí
Cambio propiedades con giro continuo (5)	6MV	M	sí	no
Cambio propiedades con giro SnS (6)	6MV	M	sí	no
Precisión de IC y ángulo de colimador (7)	6MV	6M	no	no
Calidad de imagen de XVI (8)	-	M	no	no

TABLA 1: resumen de medidas

Notas a la tabla:

1. Requiere 7 disparos sobre el iView (unos 5 minutos)
2. Requiere otros 5 disparos adicionales, con la cuña física (5 minutos)
3. Requiere centrar el maniquí Pentaguide con un CB de kV, y luego 8 disparos de MV (10 minutos)
4. Requiere 12 disparos sobre el iView, cada uno de una franja y cada uno a un ángulo de cabezal (5 minutos)
5. Requiere una imagen de iView en modo cine durante un disparo continuo a campo abierto, mientras el cabezal gira 360° (3 minutos).
6. Requiere 12 imágenes de iView, en campo abierto, cada una a un ángulo de cabezal (5 minutos). Difiere de la anterior en que el haz se detiene entre ángulo y ángulo, por lo que el régimen de creación es distinto.
7. Se toman imágenes de una franja definida con las mordazas, a distintos ángulos (5 minutos). El algoritmo también sirve para analizar película radiocrómica en giros de mesa y de cabezal. Hay disponibles librerías abiertas que hacen lo mismo.
8. Requiere un CB rápido de cabeza, el que se usa clínicamente, sobre el maniquí Catphan, que posteriormente se convierte a CT para ser analizado (15 minutos). Calcula uniformidad, constancia de unidades Hounsfield, MTF, precisión geométrica y contraste. Utiliza la librería externa Pylinac.

APLICACIÓN EN MATLAB R2024A PARA EL ANÁLISIS DE LA PRECISIÓN DE CORREGISTRO PET-CT SEGÚN NEMA NU2-2018

Fernandez Iglesias, A. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Caudepon Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1); García Iglesias, N. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Martín Veganzones, M. (1); Pellejero Pellejero, S. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

Una de las pruebas que se propone en el documento NEMA NU2-2018 es la precisión de corregistro PET-CT. Varios equipos incluyen herramientas propias del fabricante para poder llevar a cabo este análisis. El objetivo de este trabajo es proporcionar una aplicación para poder evaluar esta prueba de forma independiente a la herramienta proporcionada por el fabricante y poder realizar el análisis en aquellos casos en los que la herramienta del fabricante falle.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha diseñado una aplicación en MATLAB R2024a que calcula para cada posición del marcador fiduciario el centroide tanto en la imagen de PET como en la de CT, siguiendo el procedimiento descrito en el documento NEMA NU2-2018. Los resultados que arroja la aplicación se han comparado con los obtenidos a través de la herramienta que proporciona Siemens Healthineers en el equipo Biograph Vision 600. La comparación se ha realizado para las imágenes obtenidas en dos fechas distintas y para seis posiciones del marcador fiduciario: dos posiciones en Z (a 5 cm del borde de la mesa y a 100 cm del borde de la mesa) y para las posiciones (X,Y) de (0,1) cm, (20,0) cm y (0,20) cm.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las diferencias en la posición del centroide calculado con MATLAB y con la herramienta proporcionada por el fabricante son inferiores a la centésima del milímetro. Estas diferencias no son significativas teniendo en cuenta que el fabricante proporciona el centroide con una precisión de la centésima del milímetro y podrían asociarse al error de redondeo.

En cuatro de las doce posiciones analizadas la herramienta proporcionada por el fabricante arroja un error a la hora de realizar el análisis debido a la presencia de un objeto de alta atenuación que se empleó con el objetivo de alcanzar el peso de 115 kg sobre la mesa que indica el documento NEMA NU2-2018. La aplicación de MATLAB es capaz de analizar estas 4 posiciones correctamente si se desechan los cortes en los que aparece el objeto de alta atenuación.

CONCLUSIONES

La aplicación que se proporciona en este trabajo permite hacer un análisis independiente del realizado por el fabricante. Además, permite no seleccionar todos los cortes de la reconstrucción para hacer el análisis, pudiendo desechar aquellos cortes en los que aparecen objetos de alta atenuación, que son los que pueden originar un fallo en la herramienta proporcionada por el fabricante.

MANIQUÍ PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE SONDAS QUIRÚRGICAS SEGÚN EL PCCIMN-2020

Abad Santos, F. J. (1)

(1) Gelab Consultores SL

Diseño de un maniquí de muy fácil construcción a partir de materiales comunes y muy económicos.

El maniquí se monta a partir de una plantilla descargable en pdf, en la que se han dispuesto dos zonas donde posicionar la sonda, y una serie de puntos de medida en dos áreas, una graduada en ángulos y otra en distancias.

La plantilla se imprime sobre papel adhesivo con la escala de impresion adecuada, se recorta y se pega sobre una matriz liviana, (idealmente cartón pluma, pero se puede utilizar también plancha de porexpan, de poliuretano...) de un tamaño de 14 x 9,5 cm.

Una vez pegada la plantilla a la matriz, se practican orificios o taladros en los puntos indicados, mediante un mini taladro de mano o incluso utilizando una aguja de jeringa de calibre suficiente (1 mm).

Se obtiene así un dispositivo de soporte de la fuente y posicionamiento de la sonda de forma fija y reproducible, con dos partes o lados de trabajo, de tal forma que uno de los lados se utiliza para la resolución espacial y el otro lado para la resolución angular, manteniendo una distancia constante sonda-fuente de 30 mm.

Para la obtención de las diferentes medidas se utiliza una fuente puntual que se prepara adheriendo una pequeña gota de solución de Tc-99m con un capilar de vidrio de 0,9 mm diámetro interior y 1,1 mm de diámetro exterior. Este capilar sellado con cera se coloca en cada uno de los puntos indicados y se obtienen las sucesivas medidas.

Desarrollado de acuerdo con las pruebas de control de calidad descritas en el Protocolo de Control de Calidad de la Instrumentación de Medicina Nuclear, versión 2020: resolución espacial, resolución angular y sensibilidad, los puntos de medida se encuentran:

- Para resolución lateral: hasta x = ± 20 mm, a intervalos de 2 mm, y de x = ± 20 mm, hasta x = ± 50 mm, a intervalos de 5 mm. (o utilizando la plantilla simplificada, a intervalos de 5 mm).
- Para resolución angular: hasta α = ± 30°, a intervalos de 5°, y de α = ± 30°, hasta α = ± 90°, a intervalos de 10°. (o utilizando la plantilla simplificada, a intervalos de 10°).

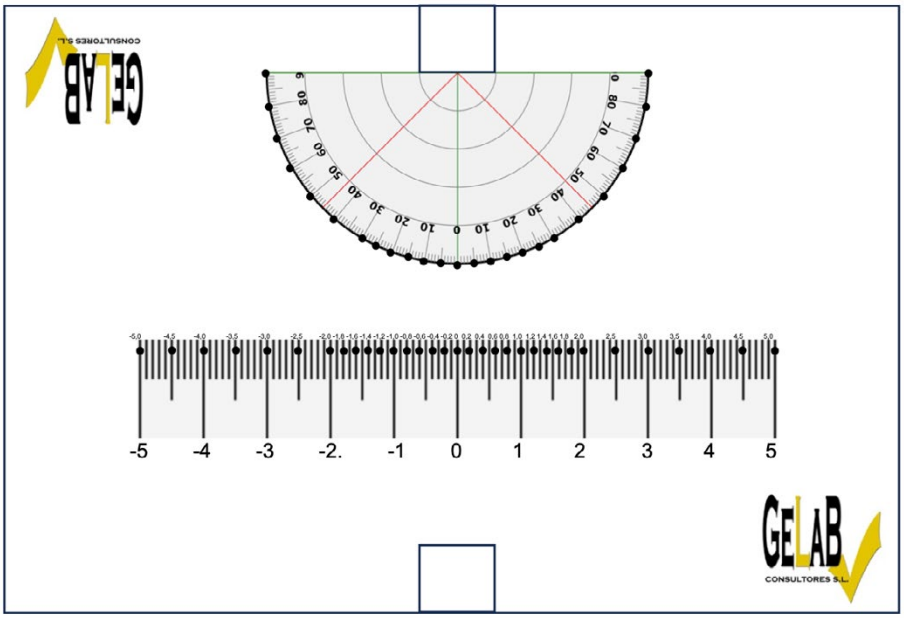
Modo de uso:

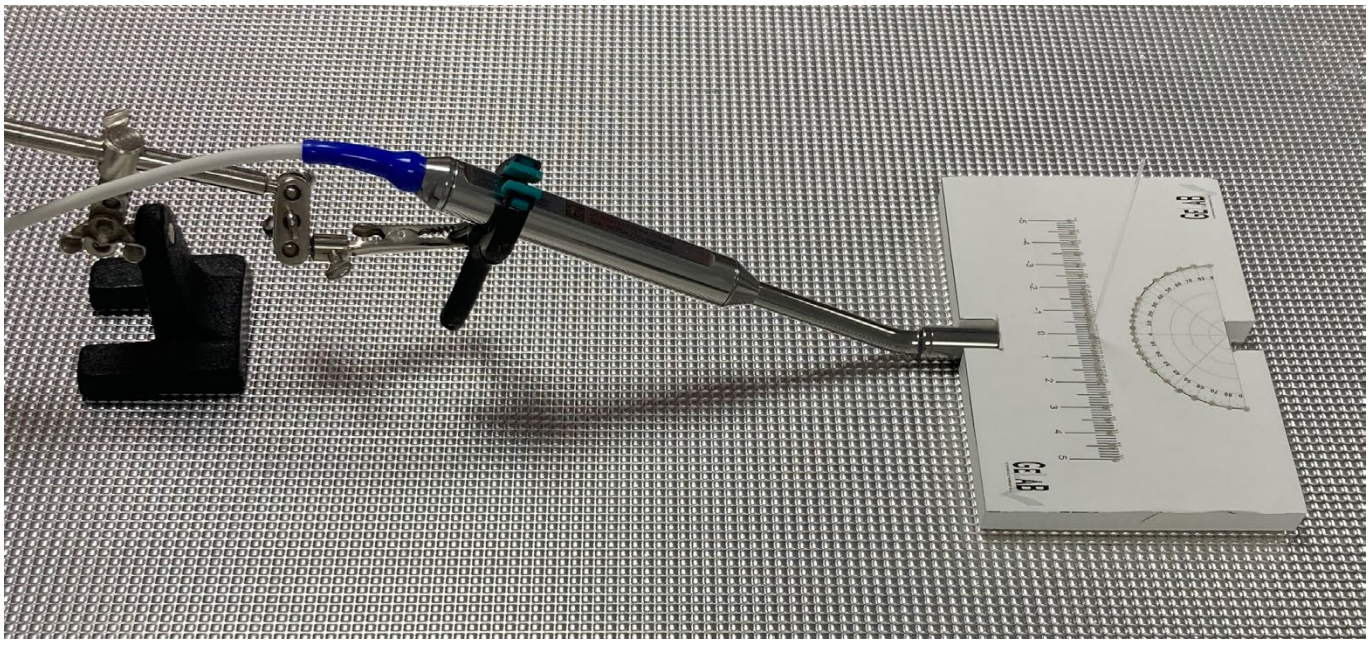
Procedimiento para realizar la prueba de sensibilidad:

- Colocar la sonda en el maniquí.
- Colocar la fuente (tubo capilar de vidrio) en el punto central del maniquí.
- Obtener el numero de cuentas por unidad de actividad y de tiempo.

Procedimiento para realizar la prueba de resolución espacial y lateral:

- Colocar la sonda en el maniquí (en el lado de ángulos o de distancias laterales)
- Colocar la fuente (tubo capilar de vidrio) de forma sucesiva en cada uno de los puntos.
- Obtener el numero de cuentas por unidad de tiempo.
- Representar los valores obtenidos en una gráfica y ajustar a una gaussiana.
- Calcular la FWHM de la distribución de sensibilidad correspondiente: lateral o angular.





OPTIMIZACIÓN EN CONTROL DE CALIDAD RADIODIAGNÓSTICO: ASESORAMIENTO RADIOFÍSICO EN EL DISEÑO DE HERRAMIENTAS PERSONALIZADAS

Manzano Martínez, F. J. (1); Espejo, M. (2); Nuño, C. (3); Jimenez, D. (2)
(1) Vithas Sanidad Málaga Internacional; (2) Vithas; (3) -

INTRODUCCIÓN

El control de calidad en radiodiagnóstico exige evaluar parámetros clave como la perpendicularidad del haz de rayos X y la distancia foco-detector, aspectos fundamentales para garantizar imágenes precisas y reducir errores diagnósticos. Sin embargo, la optimización del tiempo y la estandarización de estas pruebas continúan siendo desafíos. Este trabajo presenta el diseño y desarrollo de un maniquí especializado y un software asociado para mejorar la precisión, la reproducibilidad y la eficiencia en estas evaluaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó un maniquí denominado "Bolton", con la colaboración de empresas privadas ADIMEPHYS-MADHYASETU asesoradas por radiofísicos expertos. Utilizando Blender, se crearon prototipos impresos en 3D que pasaron por tres iteraciones de diseño para perfeccionar su funcionalidad y adaptabilidad.

El maniquí tiene una posición predefinida, dimensiones conocidas y permite evaluar tanto los vectores de perpendicularidad y distancia como las desviaciones específicas en cada eje (X, Y y Z). Además, incluye un inserto para sondas RaySafe, lo que posibilita combinar datos de las imágenes obtenidas con parámetros detectados precisos.

La empresa también desarrolló un software en Python que analiza automáticamente las imágenes obtenidas, calcula las desviaciones y genera reportes estandarizados, optimizando tanto las pruebas como el análisis posterior.

RESULTADOS

El modelo definitivo del maniquí Bolton logra:

Evaluar no solo módulos vectoriales de perpendicularidad y distancia, sino también desviaciones en direcciones específicas. Reducir los tiempos de prueba y análisis en un 50% comparado con métodos que evalúan parámetros por separado.

Proporcionar resultados objetivos y reproducibles entre diferentes equipos y años.

Incrementar la exactitud al combinar los datos obtenidos del RaySafe con las evaluaciones de imagen.

Estas ventajas permiten identificar desalineaciones mínimas y errores sistemáticos que, de otro modo, podrían pasar desapercibidos.

DISCUSIÓN

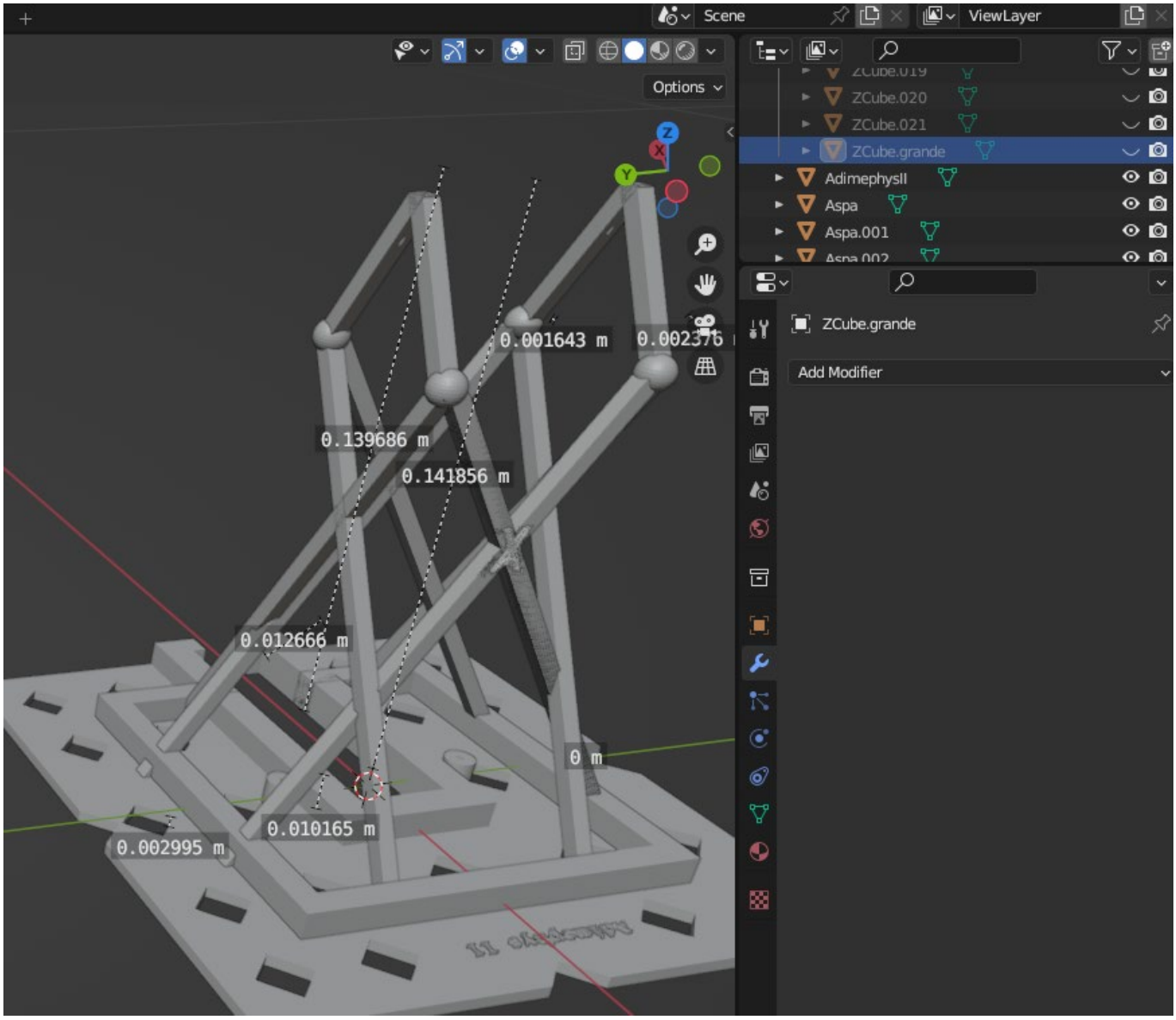
La colaboración estrecha entre radiofísicos y empresas tecnológicas, como ADIMEPHYS-MADHYASETU, ha demostrado ser un pilar fundamental en el desarrollo de herramientas efectivas para el control de calidad en radiodiagnóstico. La comunicación continua permite que los radiofísicos expresen sus necesidades específicas y sugieran mejoras basadas en la experiencia clínica real. Estas sugerencias se implementan en el diseño del maniquí y en el software, permitiendo ajustes precisos que mejoran la aplicabilidad de los modelos en distintos entornos clínicos.

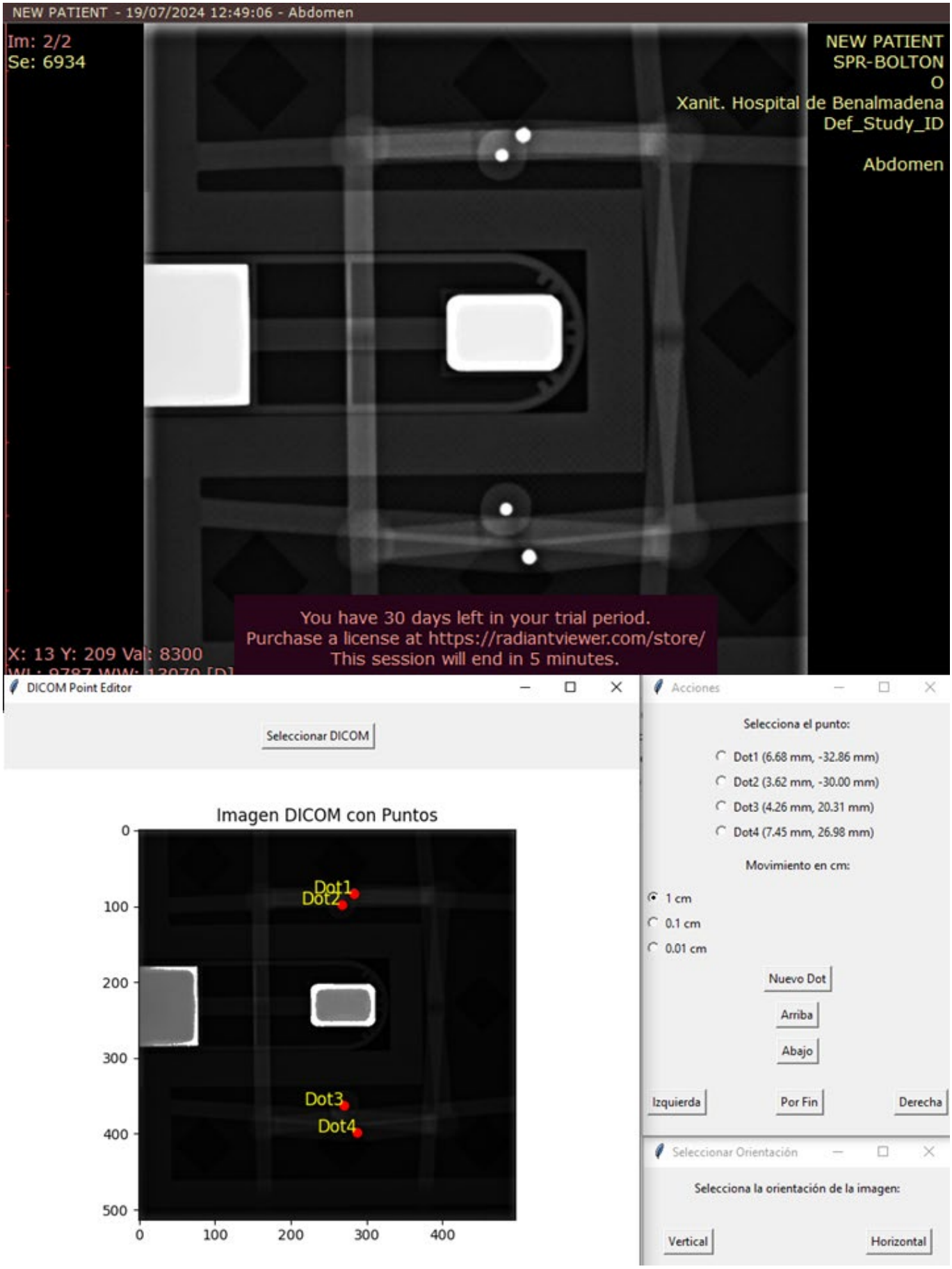
El proceso de validación y mejora es cíclico: cada vez que se enfrenta un nuevo equipo o situación, se identifican limitaciones que reactivan el ciclo de adaptación, llevando a mejoras continuas tanto en el hardware como en el software.

Un aspecto crítico es el análisis de las desviaciones mediante vectores, ya que la simple evaluación de módulos absolutos puede enmascarar errores en direcciones específicas. Este enfoque vectorial proporciona una comprensión más detallada y precisa de las desviaciones presentes y su evolución.

CONCLUSIONES

El maniquí Bolton y el software asociado mejoran la precisión, reproducibilidad y eficiencia del control de calidad en radiodiagnóstico. Esta colaboración entre radiofísicos y empresas tecnológicas demuestra cómo la innovación puede adaptarse a las necesidades específicas del sector, beneficiando tanto a los profesionales como a los pacientes mediante un diagnóstico más confiable y seguro.


Scene
ViewLayer
Options
ZCube.020
ZCube.021
ZCube.grande
AdimephysII
Aspa
Aspa.001
ZCube.grande
Add Modifier
0.001643 m
0.139686 m
0.141856 m
0.012666 m
0 m
0.010165 m
0.002995 m


NEW PATIENT - 19/07/2024 12:49:06 - Abdomen
Im: 2/2
Se: 6934
NEW PATIENT
SPR-BOLTON
O
Xanit. Hospital de Benalmadena
Def_Study_ID
Abdomen
You have 30 days left in your trial period.
Purchase a license at https://radiantviewer.com/store/
This session will end in 5 minutes.
X: 13 Y: 209 Val: 8300
DICOM Point Editor
Seleccionar DICOM
Imagen DICOM con Puntos
Dot1
Dot2
Dot3
Dot4
0
100
200
300
400
500
Acciones
Selecciona el punto:
Dot1 (6.68 mm, -32.86 mm)
Dot2 (3.62 mm, -30.00 mm)
Dot3 (4.26 mm, 20.31 mm)
Dot4 (7.45 mm, 26.98 mm)
Movimiento en cm:
1 cm
0.1 cm
0.01 cm
Nuevo Dot
Arriba
Abajo
Izquierda
Por Fin
Derecha
Seleccionar Orientación
Selecciona la orientación de la imagen:
Vertical
Horizontal

OPTIMIZACIÓN DE LA TÉCNICA EN RADIODIAGNÓSTICO: ANÁLISIS DE IMÁGENES DICOM Y AUTOMATIZACIÓN DE PROCESOS CON PYTHON

Manzano Martínez, F. J. (1); Nuño, C. (2); Espejo, M. (3); Jimenez, D. (3)
(1) Vithas Sanidad Málaga Internacional; (2) -; (3) Vithas

INTRODUCCIÓN

El Real Decreto de control de calidad en radiodiagnóstico establece la medición anual de los niveles de referencia de dosis (NRD) para todas las técnicas empleadas en este ámbito. Sin embargo, prácticas limitadas como realizar disparos sobre maniquíes en pocas técnicas y compararlos con los NRD no reflejan las dosis reales que reciben los pacientes. Este enfoque puede llevar a evaluaciones insuficientes y al incumplimiento del objetivo principal del decreto: la optimización de la dosis al paciente.

PROPUESTA Y METODOLOGÍA

En el marco de un servicio de física médica y protección radiológica, se ha tenido ayuda especializada para desarrollar códigos Python para automatizar cada paso en la evaluación de los niveles de dosis en pacientes. Esto responde a las necesidades específicas de los servicios de radiodiagnóstico al:

Analizar datos directamente desde los PACS (almacén de imágenes DICOM) de los hospitales, donde están registradas todas las imágenes clínicas de pacientes reales.

Anonimizar y comprimir las imágenes para asegurar la confidencialidad y facilitar su manejo. Envio a MADHYASETU que dispone de sistemas informáticos potentes, para extraccion de datos mediante codigos python.

Extraer y analizar los datos de las cabeceras DICOM mediante herramientas en Python y clasificar por parámetros como "stationname", "modality" o "imagetype".

Comparar dosis promedio y desviaciones estándar de técnicas reales entre equipos y hospitales, identificando tanto excesos como insuficiencias en las dosis administradas.

RESULTADOS Y HALLAZGOS

El análisis ha permitido identificar prácticas clínicas inadecuadas, como:

Diferencias significativas entre equipos similares: un caso concreto mostró que dos equipos realizaban técnicas lumbares laterales y dorsales laterales con dosis entre 2 y 3 veces superiores en uno de ellos debido a configuraciones manuales frente a automáticas.

Uso de protocolos destinados a adultos en pacientes pediátricos, un problema grave en la administración de dosis que afecta directamente a la seguridad del paciente.

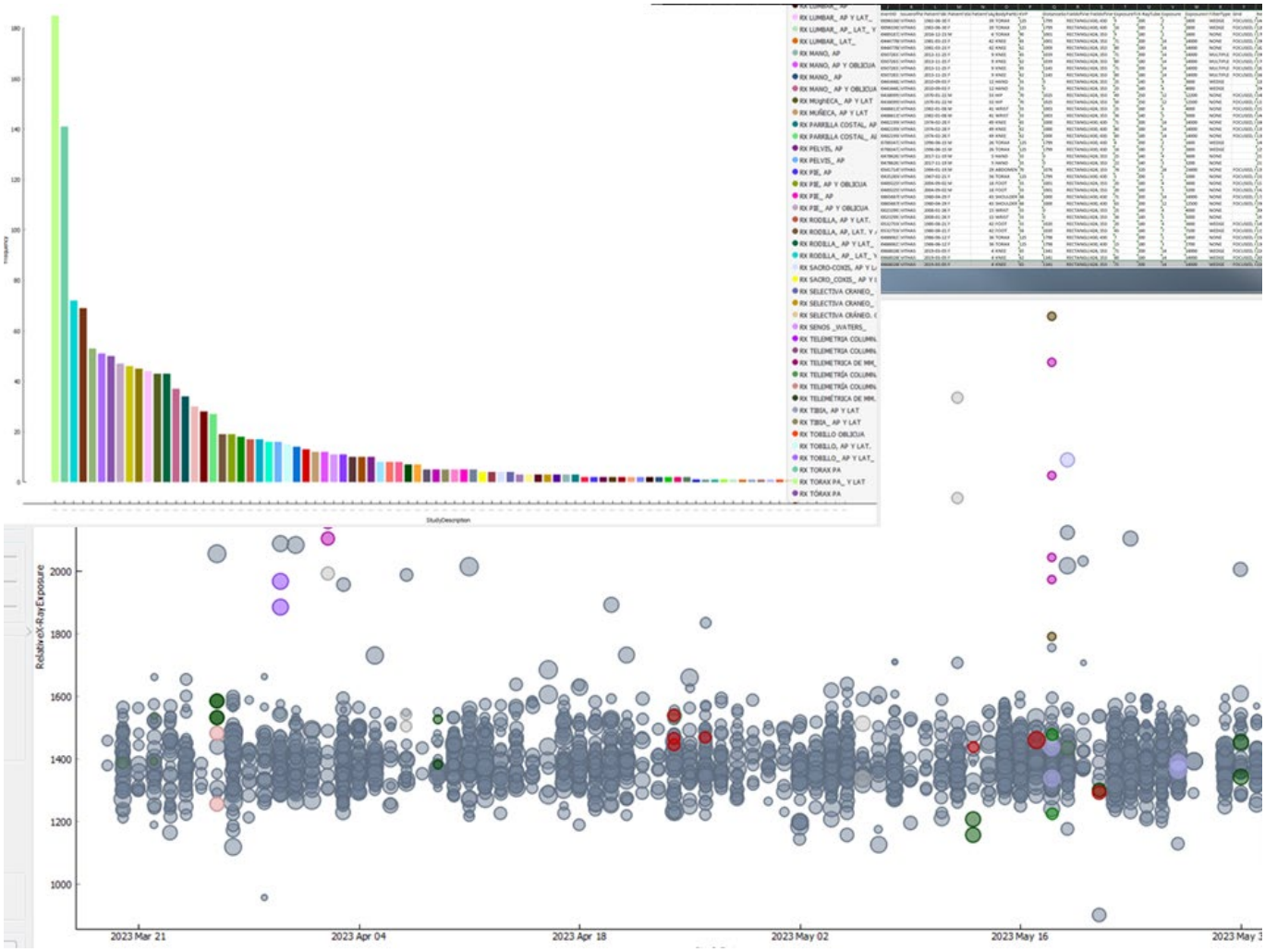
Técnicas mal configuradas, identificadas sin necesidad de investigar físicamente en los equipos gracias a los datos registrados en las cabeceras DICOM.

IMPORTANCIA E IMPACTO

Este enfoque facilita la implementación de estrategias para cumplir con el Real Decreto sobre la optimización y justificación de la dosis en radiodiagnóstico. Además, la posibilidad de comparar dosis entre equipos y hospitales permite mejorar las prácticas clínicas, reducir la sobredosificación y evitar errores que deriven en subdosificación.

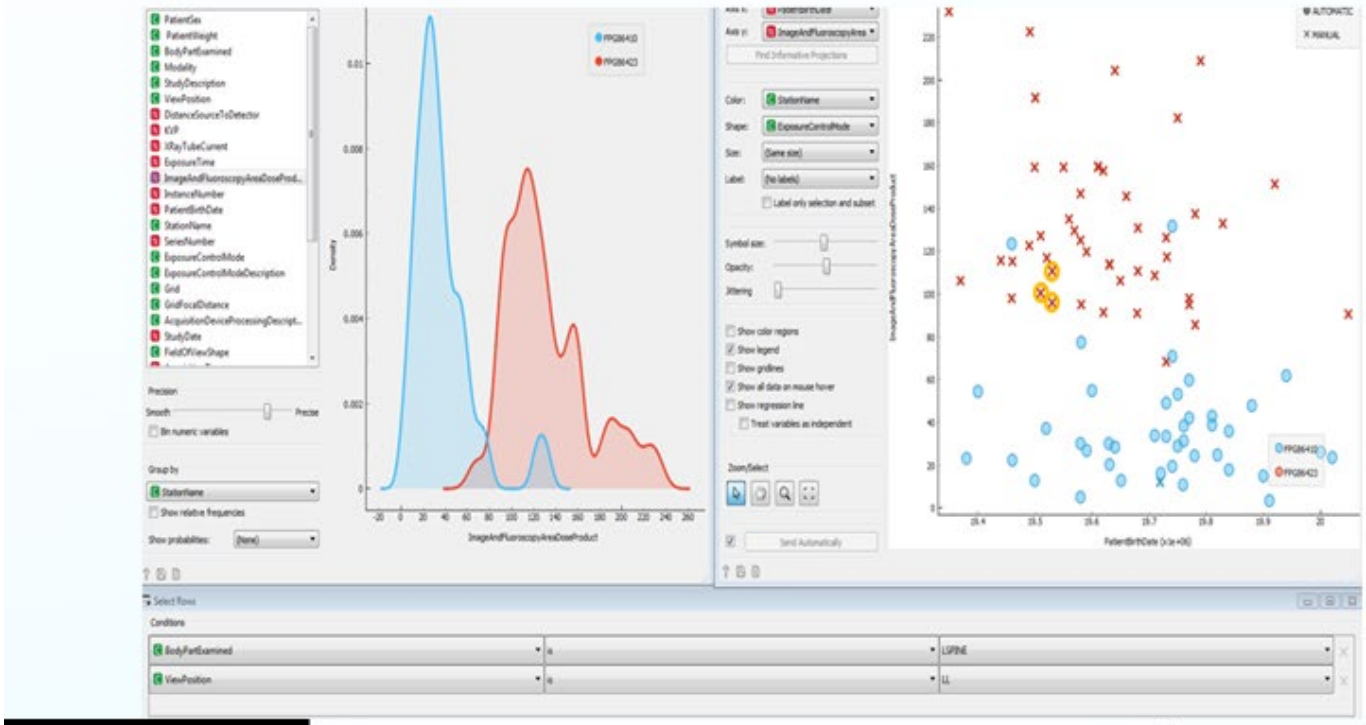
La profesionalidad del radiofísico no solo se fundamenta en el cumplimiento legal, sino en un compromiso moral inherente a nuestra labor: optimizar el entorno del paciente de forma continua, porque está en nuestra naturaleza aportar mejoras ya sean grandes o pequeñas, ya sea a toda la población o a un solo paciente.

Es crucial que estas mejoras no dependan únicamente de su viabilidad comercial para las empresas. En este sentido, existe un "puente-conector" entre los servicios de radiofísica y la universidad, facilitando el acceso a desarrolladores y promoviendo la creación de soluciones innovadoras que responden de manera ágil y eficaz a las necesidades del entorno clínico


RelativeX-RayExposure
2000
1800
1600
1400
1200
1000
2023 Mar 21
2023 Apr 04
2023 Apr 18
2023 May 02
2023 May 16

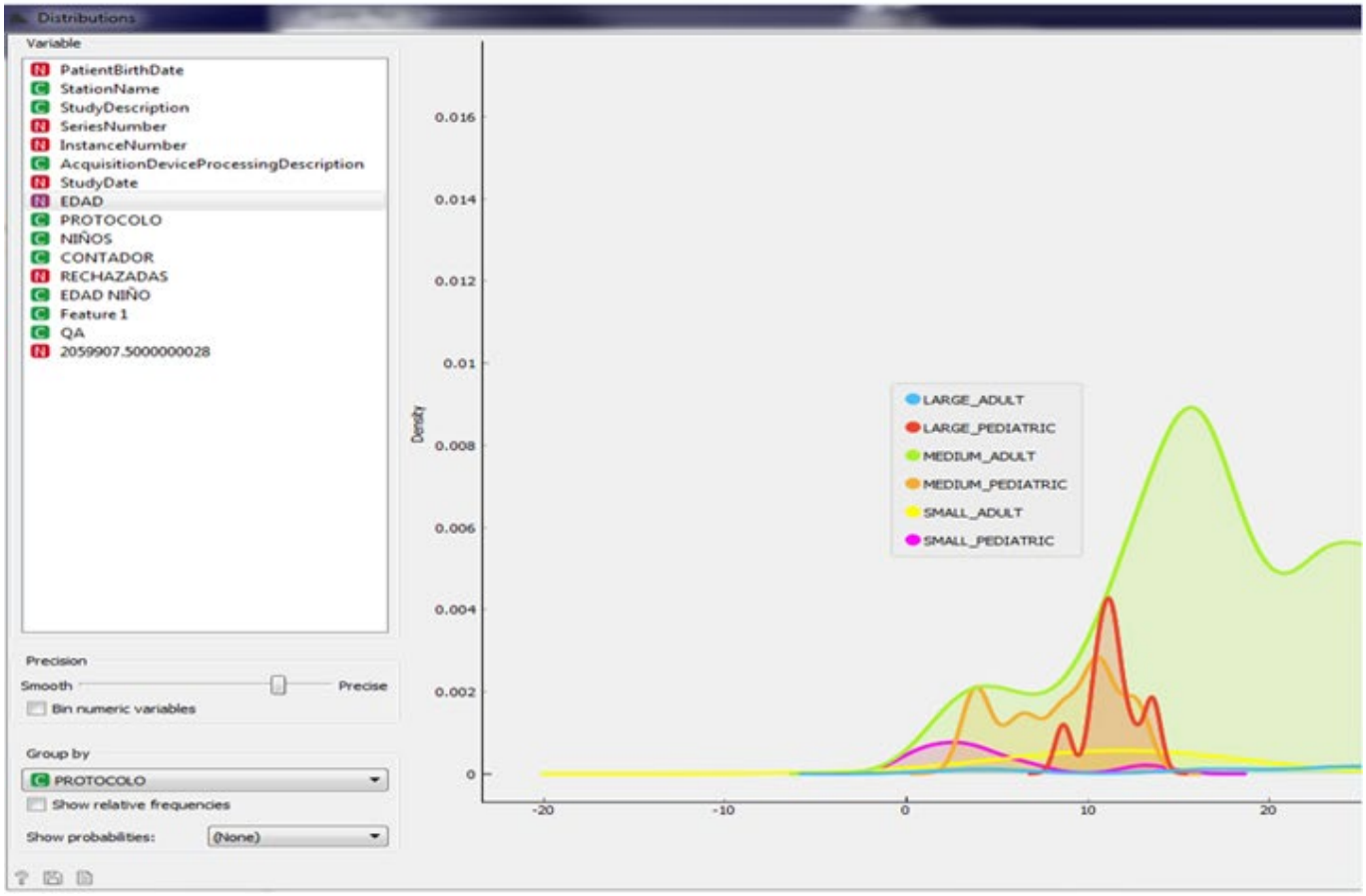
Resultados

ANALISIS PROTOCOLO CERVICAL Y LUMBAR LATERAL



Resultados

ANALISIS PROTOCOLO ADULTO USADO EN NIÑOS



SOFTWARE PARA EL ANÁLISIS DEL MANIQUÍ CONTRASTE-DETALLE EN EQUIPOS DE RX

Pons Polo, G. (1); Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Mancha Mateos, P. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Márquez Pavo, L. (1); Baena Porras, M. (1); Rodriguez Alarcón, C. (1); Roberto Domínguez, D. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

INTRODUCCIÓN

Existen diversas formas de evaluar el contraste-detalle de un equipo convencional de RX. Anteriormente, para el análisis de la imagen del maniquí Pro-RF Contrast se usaba un software comercial, pero la alta variabilidad en los valores de IQFinv para imágenes consecutivas ha hecho que se exploren otras opciones. Por esta razón, se diseñó y creó un sistema de análisis propio, constituido por una macro de ImageJ y una hoja de cálculo de Excel.

MATERIAL Y MÉTODOS

El maniquí usado es el Pro-RF Contrast (Diagnomatic), de características similares al CDRAD 2.0 (Artinis), formado por una matriz de 15x15 casillas con círculos de distintos diámetros y profundidades.

El software desarrollado en ImageJ (1.53k), analiza la imagen del maniquí mediante el método de la SdNR. Para la detección de las casillas se busca que ésta sea mayor o igual a uno. La SdNR para cada casilla se define de la siguiente manera:

$$SdNR^i = /frac/left|VMP^i_{signal} - VMP^i_{background}/right|STD^i_{background}$$

El programa escanea todas las casillas de la malla de profundidades y contrastes y devuelve, de cada una de ellas, los valores medios de píxel (VMP) y las desviaciones estándar (STD) tanto de la señal como del fondo. Posteriormente, se realiza un análisis en Excel donde se obtiene la curva detalle-contraste y se computa el valor IQFinv para toda la malla.

$$IQF_{inv} = /frac100/sum_{i=1}^{15} D_i/cdotC_i^{threshold}$$

Donde $C_i^{threshold}$ son las profundidades umbral para cada diámetro D_i de la matriz.

El funcionamiento del programa es el siguiente:

- Primero recorre todas las casillas del maniquí, buscando los círculos mediante detección automática.

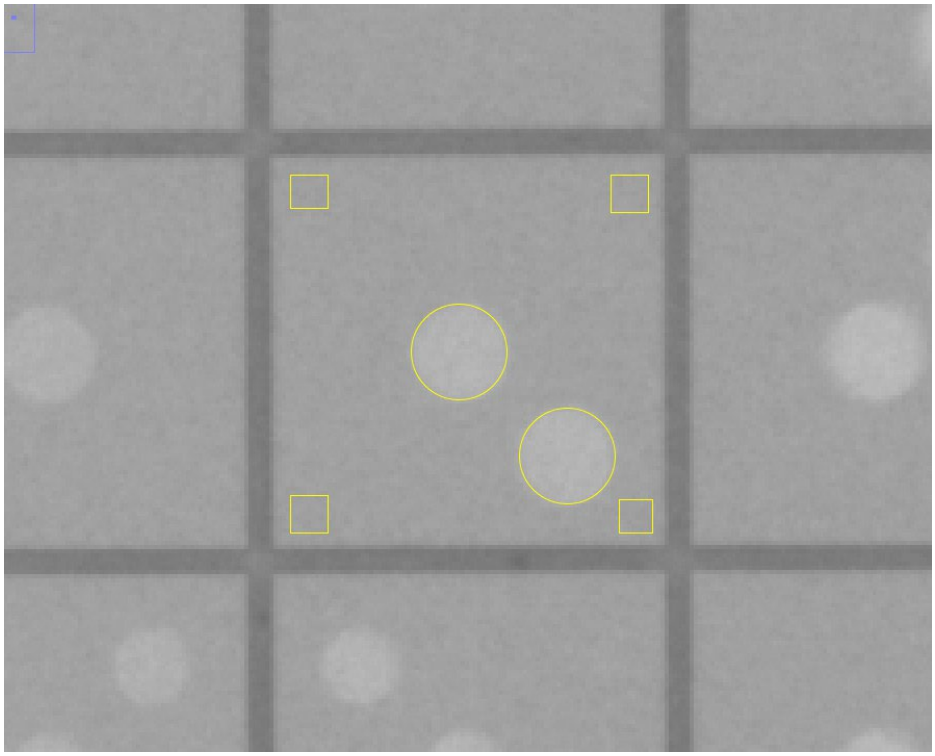


FIG. 1 Esquema de cómo se extrae la información de cada casilla.

En la figura 1 se muestra, de forma esquemática, cómo se sitúan las ROIs en cada casilla para extraer la información de la señal y el fondo. Los VMP y STD totales se calculan de la siguiente forma:

$$VMP_{signal} = /sum_{i=1}^{2}/fracVMP_{signal}^{i}/cdotpx_{signal}^{i}px_{signal}^{total}$$

;

$$VMP_{background} = /sum_{i=1}^{4}/fracVMP_{background}^{i}/cdotpx_{background}^{i}px_{background}^{total};$$

$$STD_{signal} = /sqrt/frac/sum_{i=1}^{2}/left[/left(px_{signal}^{i} - 1/right)/left(STD_{signal}^{i}/right)^{2} + px_{signal}^{i}/left(VMP_{signal}^{i}/right)^{2}/right] - px_{signal}^{total}/cdotVMP_{signal}{}^{2}px_{signal}^{total} - 1$$

;

$$STD_{background} = /sqrt/frac/sum_{i=1}^{4}/left[/left(px_{background}^{i} - 1/right)/left(STD_{background}^{i}/right)^{2} + px_{background}^{i}/left(VMP_{background}^{i}/right)^{2}/right] - px_{background}^{total}/cdotVMP_{background}{}^{2}px_{background}^{total} - 1$$

;

Donde,

$$px_{signal}^{total} = /sum_{i=1}^{2}px_{signal}^{i}$$

;

$$px_{background}^{total} = /sum_{i=1}^{4}px_{background}^{i}$$

.

Los valores de la señal en las casillas con un solo círculo corresponden directamente con los valores del propio círculo.

Los resultados obtenidos se analizarán en Excel, calculándose las SdNR de cada celda. A éstas, se les aplicará un threshold para decidir si las celdas se ven (detección) o no se ven (No-detección).

$$SdNR_{threshold} = 1$$

A continuación, se aplican condiciones de contorno a primeros vecinos y correcciones de falsos positivos para toda la matriz. Finalmente se obtiene el valor IQFinv a partir de los bordes de la figura de detecciones de la matriz resultante.

RESULTADOS

A continuación, se muestra un ejemplo de un estudio realizado con cuatro imágenes consecutivas hechas en un mismo equipo de RX.

	IQFinv	
	Software casero	Diagnomatic
Imag. 1	3.70	5.44
Imag. 2	3.66	6.52
Imag. 3	3.02	6.31
Imag. 4	3.22	5.07

Desviación Estándar	
0.33	0.69

FIG. 2 Valores de las IQFinv obtenidas con los dos métodos, y sus desviaciones estándar.

DISCUSIÓN

Los valores obtenidos con el software casero presentan una menor variabilidad que en el caso del Diagnomatic. La desviación estándar de los valores es más del doble en Diagnomatic.

CONCLUSIONES

La finalidad del desarrollo de este nuevo método de análisis era reducir la alta variabilidad que presentaba el análisis automático del Diagnomatic. Aunque la detección sea menor, este software permite tener un seguimiento sobre el contraste-detalle más preciso.

DESARROLLO DE ALGORITMOS PARA LA AUTOMATIZACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA

Romagosa Marruedo, M. (1); Montaner Alemany, A. (2); Beltran Vilagrasa, M. (2); Sanchez Artuñedo, D. (2); Delgado Soler, C. (2)
(1) Universidad Autónoma de Barcelona; (2) Hospital Universitario Vall d'Hebron

INTRODUCCIÓN

Garantizar la calidad de los sistemas de mamografía es esencial para una detección precisa y confiable del cáncer de mama. El control de calidad implica protocolos que requieren análisis de imágenes y medición de parámetros como el valor medio del píxel (VMP) y la desviación típica del píxel (DTP). Se presenta un algoritmo para automatizar estos protocolos, basándome en el PECCR y el Protocolo de Tomosíntesis de Mama. La automatización busca agilizar el análisis, reducir errores humanos y mejorar la precisión y la reproducibilidad.

MATERIALES Y MÉTODOS

El proyecto abarcó pruebas de control de calidad de equipos de mamografía convencional y tomosíntesis (códigos del PECCR: MD007, MD014, MD016, MD021, MD024, MD035 y TDM12). Los algoritmos se implementaron en MATLAB (Mathworks, r2024a), utilizando técnicas de procesamiento de imágenes como ecualización de histograma, transformaciones morfológicas y segmentación. La extracción de metadatos DICOM permitió recuperar información como tiempo de exposición, mAs y espesor de la mama.

Cada protocolo requería definir regiones de interés (ROIs):

- **MD014 y MD021:** ROIs de 4 cm^2 a 6 cm de la pared torácica.
- **MD016:** Incluyó la detección de un cuadrado de aluminio (10 mm^2) y cinco ROIs: una dentro del cuadrado y cuatro alrededor.
- **MD024, MD035 y TDM12:** Se detectaron maniquís de PMMA y, en MD035, una placa de aluminio de mayor tamaño que en MD016.

Los algoritmos fueron diseñados para imágenes de dos modelos de mamógrafos (Hologic Selenia Dimensions 3D y General Electric Senographe Pristina), asegurando robustez frente a variaciones de brillo y sensibilidad, y compatibilidad con imágenes históricas de control de calidad.

RESULTADOS

Los algoritmos automatizaron con éxito la colocación de ROIs y la extracción de parámetros en todas las pruebas de control de calidad. En MD016, la detección del cuadrado de aluminio logró alta precisión mediante preprocesamiento adaptativo y umbralización dinámica. En MD024, MD035 y TDM12, la segmentación permitió identificar eficientemente objetos grandes de PMMA y definir las ROIs. Los programas demostraron fiabilidad en imágenes de ambos sistemas de mamografía, compensando variaciones de brillo y sensibilidad. Los parámetros extraídos (VMP y DTP) se usaron para calcular la Relación Señal-Ruido (RSR) y la Relación Contraste-Ruido RCR según el protocolo.

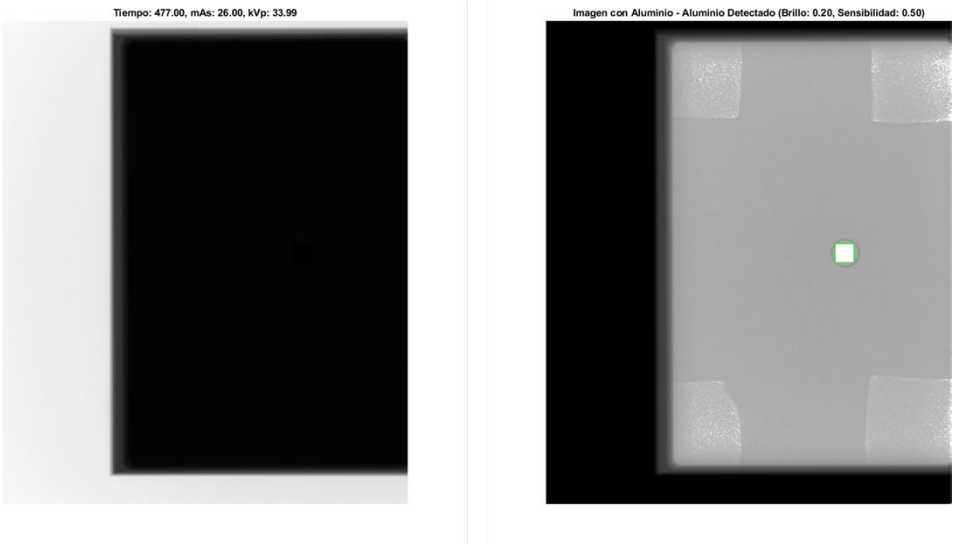


FIGURA 1: Imagen MD016 antes y después del procesamiento y visualización.

DISCUSIÓN

La automatización de los protocolos de control de calidad reduce significativamente el trabajo manual y minimiza errores en el análisis de imágenes. Las técnicas de procesamiento de imágenes aseguran una detección precisa de objetos y medición de parámetros, incluso en casos desafiantes como el cuadrado de aluminio en MD016. La adaptabilidad a distintos sistemas de mamografía y la capacidad de analizar imágenes históricas destacan la robustez de los algoritmos. Estos programas mejoran la reproducibilidad y eficiencia en entornos clínicos, proporcionando un enfoque estandarizado para el control de calidad.

CONCLUSIONES

Los algoritmos desarrollados automatizan eficazmente los protocolos de control de calidad, permitiendo la detección precisa de objetos y medición de parámetros clave. Este proyecto demuestra la viabilidad de la automatización para optimizar el control de calidad, garantizando consistencia entre sistemas y conjuntos de datos históricos.

GLOBOS DE AGUA: UNA SOLUCIÓN SIMPLE Y ACCESIBLE PARA VALIDAR PROTOCOLOS DE TC DE CRÁNEO PEDIÁTRICOS

Martorell Ruiz, M. (1); Sánchez Casanueva, R. (1); Fernández Soto, J. M. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

La alta contribución del TC a la dosis colectiva junto con la mayor radiosensibilidad de los niños respecto a los adultos exige hacer hincapié en la optimización de los protocolos de TC pediátricos. Una problemática al abordar la optimización es la disponibilidad de maniquís pediátricos de diferentes grupos de edad para validar los protocolos antes de implementarlos en la práctica clínica.

En este estudio se propone un modelo de maniquí simple, basado en globos de agua, para simular cráneos de pacientes pediátricos. Dichos maniquís permiten evaluar el nivel de ruido esperado en imágenes de pacientes pediátricos, facilitando así la tarea de optimización de protocolos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se fabrican tres maniquís para simular cráneos de pacientes pediátricos en los rangos de edad <12 meses, 1-2 años y 2-6 años. Cada fantoma consiste en un globo relleno de agua, ver figura 1, cuyo mayor diámetro transaxial se ajusta a un perímetro cefálico representativo de cada grupo etario.



FIGURA 1. Maniquí de cabeza correspondiente al grupo de edad menores de 12 meses.

Para evaluar el ruido de la imagen de TC, se calcula la desviación estándar de las unidades Hounsfield en una región homogénea en la reconstrucción de partes blandas con un grosor de corte de 5 mm. Además se mide el área craneal correspondiente a la mayor sección transversal. Se calcula la diferencia relativa de la muestra de pacientes frente al fantoma de cada categoría tanto de la desviación estándar como del área craneal.

Se ha utilizado un protocolo específico para cada grupo de edad, manteniendo constante el voltaje en 120 kV y ajustando la corriente para obtener el mismo nivel de ruido en todos los grupos de edad.

	Grupo de edad	STD zona homogénea (UH)	Diferencia relativa STD (%)	Número de pacientes	Área cráneal (cm^2)	Diferencia relativa Área de sección transversal (%)
fantoma		3.6			140	
promedio muestra de pacientes	< 1 año	3.4	-6%	4	140	0%
fantoma		2.7			164	
promedio muestra de pacientes	1-2 años	3.3	22%	4	163	-1%
fantoma		3.5			181	
promedio muestra de pacientes	2-6 años	3.6	2%	3	188	4%

CONCLUSIÓN

El maniquí propuesto ha resultado útil para validar los protocolos de TC craneal pediátricos antes de su uso clínico, siendo además muy accesible para todos los servicios de física médica.

HERRAMIENTA EN EXCEL PARA LA APLICACIÓN DEL NUEVO AAPM TG282/EFOMP WG SOBRE CÁLCULO DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE MAMOGRAFÍA

Lamaison Vidarte, M. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); García Iglesias, N. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Martín Veganzones, M. (1); Gorrochategui Susperregui, A. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Mañeru Cámara, F. (1)
(1) Hospital Universitario de Navarra

INTRODUCCIÓN

El grupo de trabajo conjunto de la AAPM y la EFOMP (TG 282/EFOMP WG) ha difundido recientemente una publicación mejorando los modelos y la metodología empleados en el cálculo de la dosis glandular en mamografía. Al mismo tiempo se ha distribuido un software para el cálculo tanto en versión web como en versión ejecutable. Este software es la única forma de acceder a los factores obtenidos con simulaciones Montecarlo sobre los nuevos modelos.

En este nuevo protocolo, cambia ligeramente la configuración de medida para obtener el kerma en la superficie de entrada. Por cuestiones prácticas, se propone colocar el dosímetro sobre el soporte del mamógrafo ($/inline K_m$), en un punto colineal con la fuente y el punto de referencia (a 500 mm del foco y 40 mm de la pared torácica). Por simplicidad, se mide a 5 cm de la pared torácica sin tener en cuenta las pequeñas diferencias geométricas entre sistemas. Tendremos entonces:

$$D_g = K_m/left(/fracl_m 500/mm/right)^2 c_k//Gamma$$

donde l_m es la distancia del foco al punto de medida. Se deduce que c_k es un parámetro concebido para corregir diferencias en respuesta a la radiación dispersa y pequeñas diferencias geométricas adicionales. Se propone un factor c_k único, de valor 1.032, para cualquier geometría o dosímetro empleado.

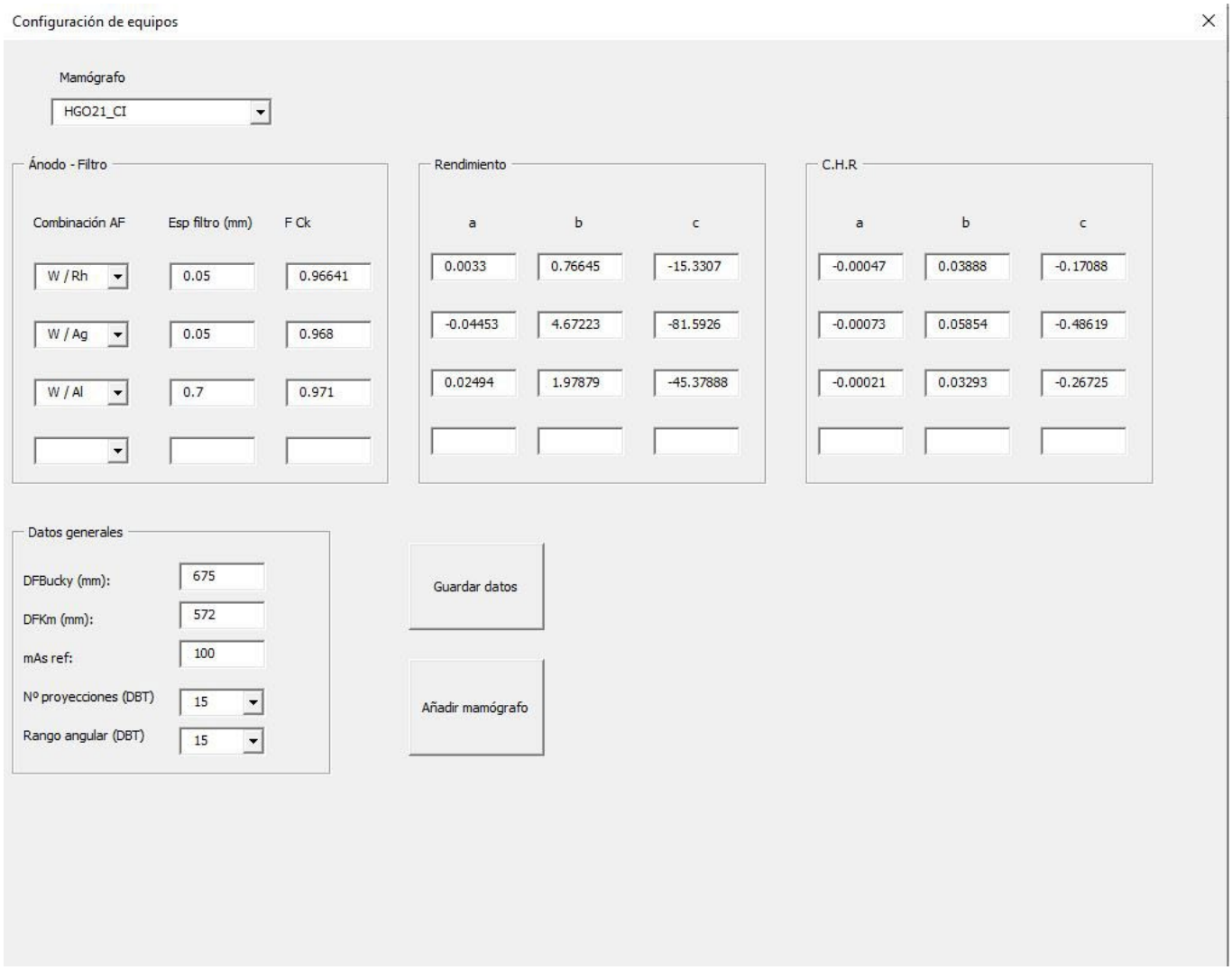
MOTIVACIÓN

En el software de cálculo es necesario introducir parámetros de la geometría concreta del modelo de mamógrafo o datos dosimétricos como K_m que requieren de un cálculo previo según el ajuste obtenido en el control de calidad. Además, el software aplica por defecto el factor $c_k = 1.032$ y no ofrece una solución sencilla para corregirlo si hemos caracterizado nuestro mamógrafo de otra manera.

Se ha creado una hoja Excel con Visual Basic que, a través de formularios, permite registrar todos estos parámetros y aplicar factores de corrección específicos para cada equipo al rendimiento y la capa hemirreductora. El cálculo de la dosis glandular se hace dentro de la misma hoja con el ejecutable distribuido.

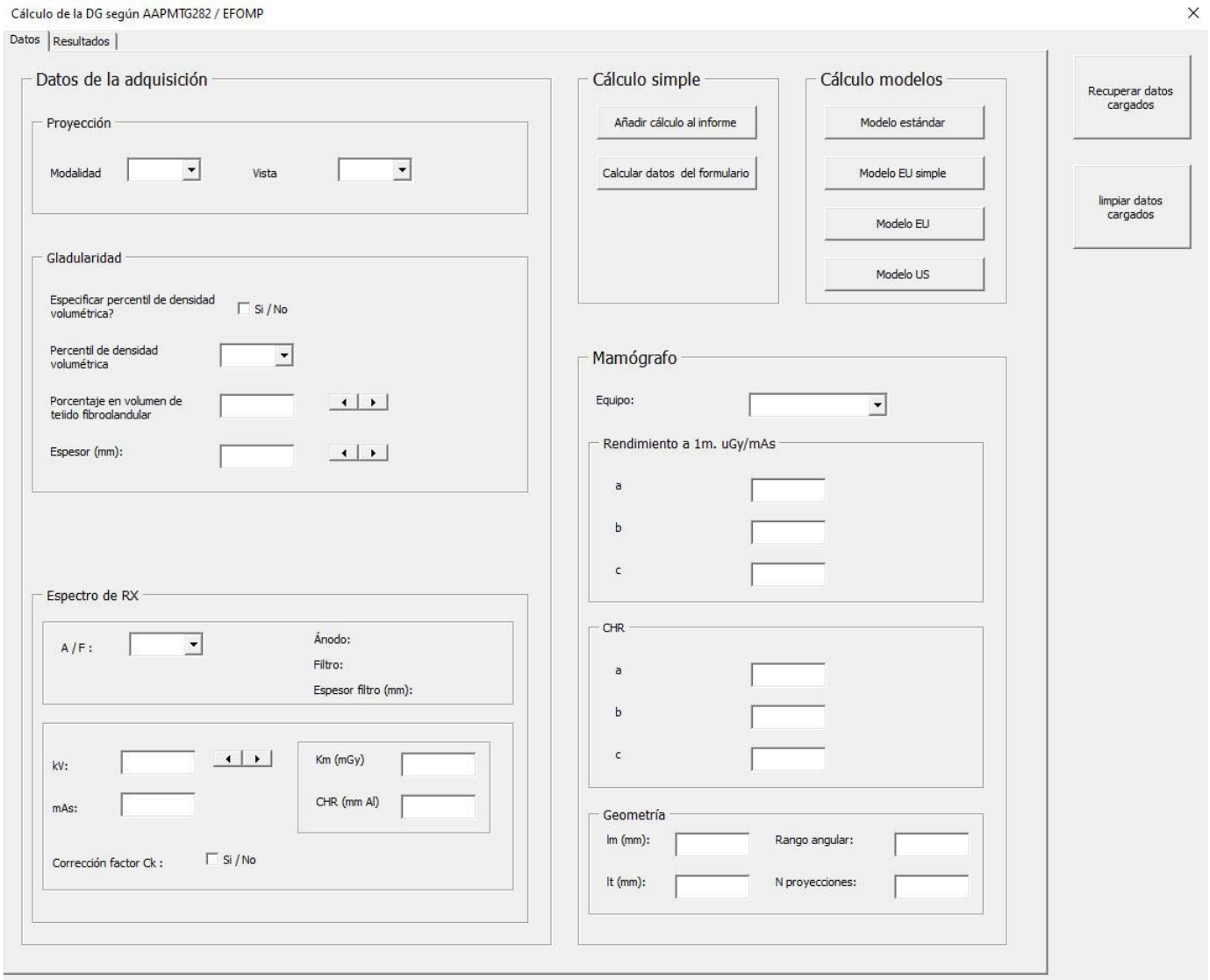
FUNCIONAMIENTO DE LA HERRAMIENTA

El primer formulario permite registrar los datos de un equipo para que queden guardados en la base de datos. También permite modificar los datos previamente introducidos.



Se pueden registrar hasta cuatro combinaciones ánodo/filtro, con los ajustes obtenidos para el rendimiento y la capa hemirreductora y la corrección al factor C_k = 1.032 que aparece por defecto. Es necesario especificar una serie de parámetros del modelo de mamógrafo: espesor del filtro, distancia al soporte y rango angular y número de proyecciones de las exploraciones de tomosíntesis. Por último, son necesarios datos sobre la configuración de medida del rendimiento.

En otro formulario, se introducen los datos de cada exploración para el cálculo. Están disponibles los mismos modelos que en la aplicación web.



Una vez hemos seleccionado el equipo, los datos guardados en la base de datos se cargan automáticamente. K_m y la CHR se calculan a partir de los datos de la exploración introducidos.

SOFTWARE DE CÁLCULO DE NPS, NNPS, MTF Y DQE

Segovia Brome, R. M. (1); Collado Soto, A. (1); Muñoz Bruque, Á. (1); Fernández Molina, D. (1); Ortiz Lora, A. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

INTRODUCCIÓN

En la revisión de 2024 del Módulo 1 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD) para equipos de radiografía digital se incluyen dos pruebas de calidad de imagen, DX17 y DX18, que precisan de un software de cálculo de las magnitudes NNPS y MTF, respectivamente[1].

Con el objetivo de automatizar este cálculo se ha desarrollado un software de código abierto, denominado ReX (https://github.com/rmsb95/ReX/releases/tag/v1.0.0), que permite la obtención de las siguientes magnitudes: espectro de potencia del ruido (NPS), espectro de potencia del ruido normalizado (NNPS), la función de transferencia de modulación (MTF, pre-muestreo) y la eficiencia cuántica de detección (DQE).

MATERIAL Y MÉTODOS

ReX ha sido desarrollado en Python 3.12 y probado en Windows 10 y Windows 11. Procesa imágenes DICOM adquiridas conforme a la norma IEC 62220-1-1:2015[2]. Los algoritmos de cálculo también son acordes a la norma, salvo el cálculo de la DQE que se corrigió según la fórmula del libro *Handbook of Medical Imaging*[3].

La validación se realizó mediante el análisis de imágenes de un sistema de radiografía digital Polyrad SE (Radiología S.A.) con receptor de imagen Mars 1717X (iRay Technology), comparando los resultados de ReX con los obtenidos por COQ[4], un plugin del software ImageJ basado en la versión anterior de la norma, de 2004.

RESULTADOS

Se presenta la comparación de la NNPS y MTF en la Figura 1. Se observa un suavizado en los valores obtenidos con ReX que se asocian a la reformulación de los rangos de promediado en la nueva versión de la norma.

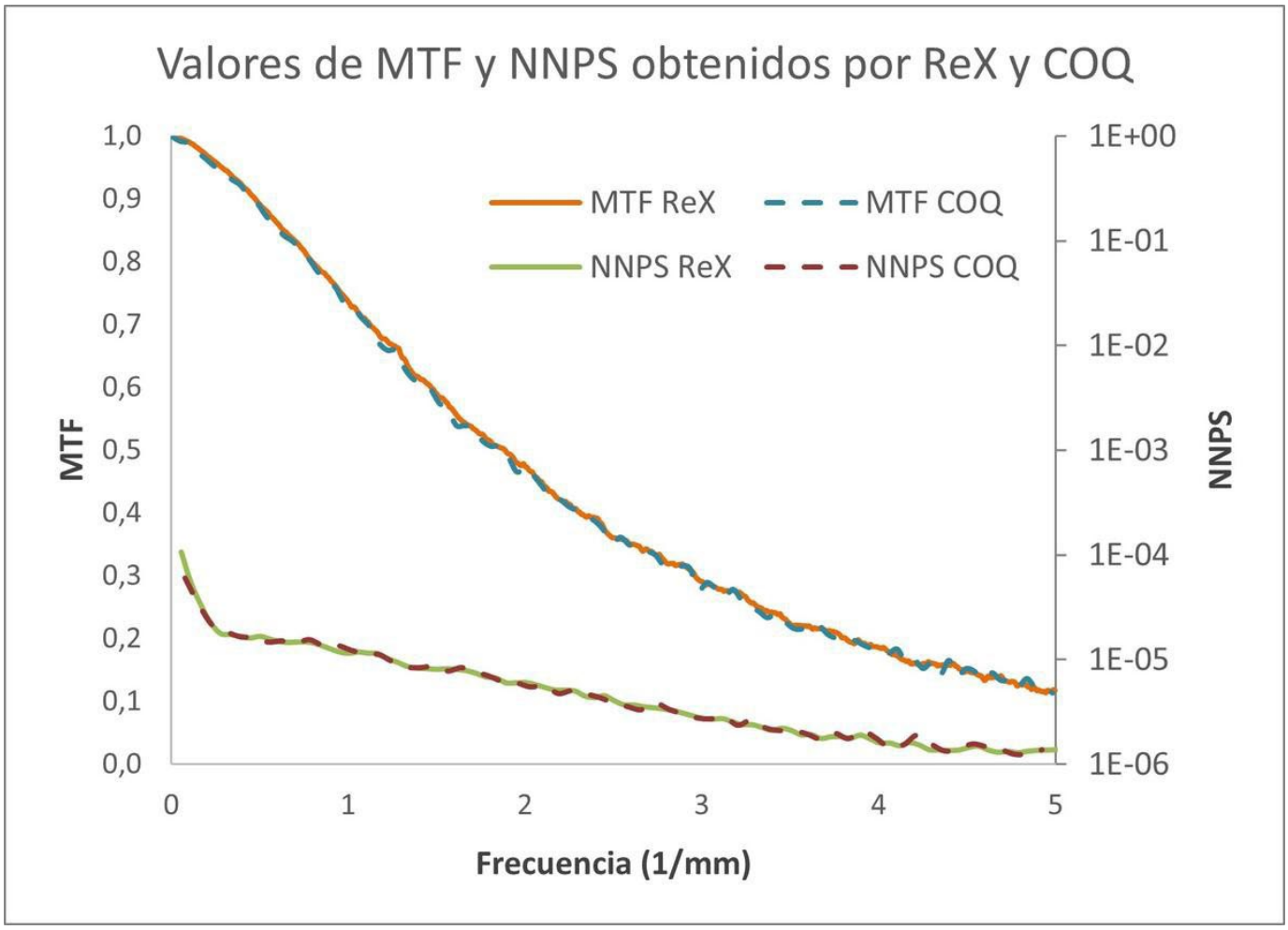


Figura 1. Comparación de los valores de MTF y NNPS (proyecciones horizontales) calculados por ReX y COQ.

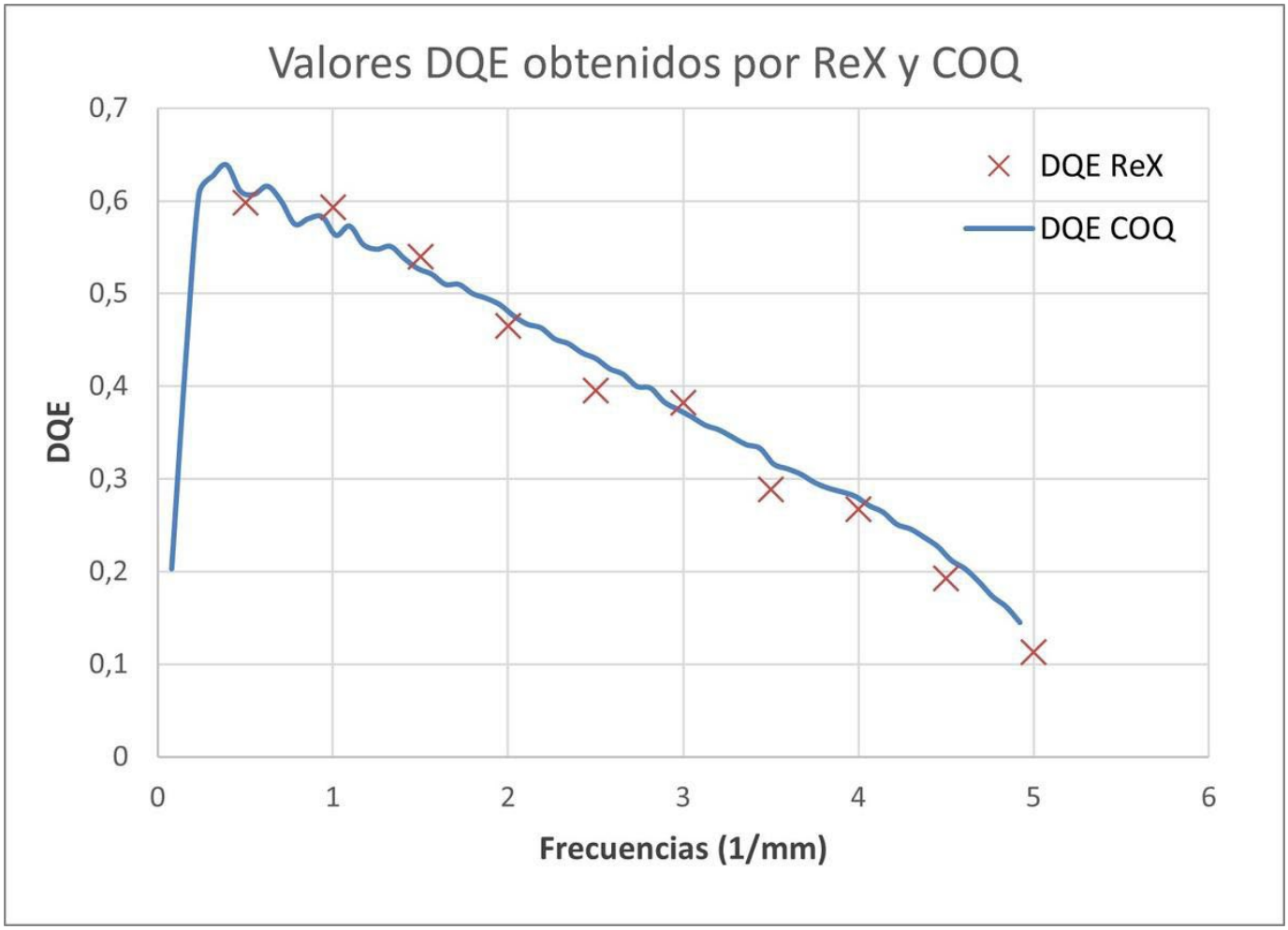


Figura 2. Comparación de los valores de DQE (proyección horizontal) por ReX y COQ.

CONCLUSIONES

El software ReX calcula de forma efectiva las métricas de uso más generalizado en el control de calidad de imagen en sistemas de radiografía digital de acuerdo con la más reciente metodología de IEC, que es la adoptada en el PECCRD. Proporciona resultados similares a los obtenidos en la aplicación de referencia, con la ventaja de que su código es abierto, por lo que el usuario puede supervisar su funcionamiento y añadir mejoras. Además, favorece la estandarización del cálculo con mínima intervención del usuario.

REFERENCIAS

SEFM, SEPR, SERAM. (2024). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Módulo 1: Control de calidad de los equipos de radiografía digital (Revisión 2024).

International Electrotechnical Commission. (2015). IEC 62220-1-1:2015. Determination of the detective quantum efficiency – Part 1-1: Measurements of radiographic X-ray imaging detectors. IEC.

Van Metter, R. L., Beutel, J., & Kundel, H. L. (Eds.). (2000). Handbook of medical imaging, Volume 1: Physics and psychophysics. SPIE Press. https://doi.org/10.1117/3.832716.

"Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography", Bruno Donini, Stefano Rivetti, Nico Lanconelli and Marco Bertolini , Med. Phys., Vol. 41(5), 051903 (2014).

COMUNICACIÓN AUTOMATIZADA DE LAS DOSIS MENSUALES A TRABAJADORES

Alarcia Noci, M. (1); V
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

Se ha implementado una herramienta que automatiza la revisión de los informes dosimétricos mensuales emitidos por el Centro Nacional de Dosimetría (CND), enviando posteriormente las lecturas dosimétricas personales directamente al correo corporativo de cada trabajador.

MATERIAL Y MÉTODOS

La herramienta ha sido implementada utilizando el lenguaje de programación Python. Se ha desarrollado un módulo que agrupa todas las funciones necesarias y un script que las ejecuta. Ambos archivos (.py) han sido compilados en un ejecutable autónomo, que puede utilizarse en cualquier ordenador sin necesidad de instalar software adicional.

Además, se requiere un archivo Excel proporcionado por el usuario, en el que figuren los trabajadores con dosimetría personal cuyos datos se desean buscar. Cada fila del archivo corresponde a un trabajador, con los apellidos en la primera columna, el nombre en la segunda y el correo electrónico en la tercera, al que se enviarán los resultados. El programa se ejecuta desde la ventana de comandos y guía al usuario de manera clara y sencilla, indicando cada acción a realizar en todo momento.

RESULTADOS

A partir de un listado de nuestros trabajadores y del informe dosimétrico mensual correspondiente del CND, el programa desarrollado permite la comunicación automática del resultado de la dosimetría personal al trabajador. Este proceso se lleva a cabo sin interrumpir al usuario, permitiéndole continuar con otras tareas mientras se realiza el envío.

CONCLUSIONES

La herramienta proporciona una solución eficaz para la comunicación individual, privada y automatizada de la dosimetría operacional personal, enviando las lecturas directamente al correo electrónico corporativo de cada trabajador.

DISEÑO DE UN SISTEMA PARA GENERACIÓN DE BLOQUES DE ELECTRONES MEDIANTE IMPRESORA 3D

Sánchez Jiménez, J. (1); Sainz Gonzalo, D. (2); Núñez Martínez, L. M. (3); Jiménez Vegas, D. (1); Martín Albina, M. L. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Pizarro Trigo, F. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Cepas Arroyo, T. (1); Crespo Mesa, M. S. (1); Pérez Urbón, I. A. (1); Zaballos Carrera, S. (1); Gutierrez Porres, M. Del C. (1)
(1) Complejo Asistencial Universitario de Burgos; (2) Universidad de Burgos; (3) HUBU

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

La colimación de los haces de electrones se realiza mediante una apertura personalizada para cada paciente y fabricada en una aleación de plomo.

Tradicionalmente dicha forma se ha diseñado mediante un sistema de cortador (manual o automático) de poliespán que creaba un negativo sobre el que verter la aleación de metal. Desde hace unos años no se comercializan esos sistemas de cortado y los existentes carecen de mantenimiento.

Como alternativa, para poder realizar estas aperturas en el centro de tratamiento, se ha utilizado una impresora 3D para generar el molde en el que se vierte la aleación de plomo para generar la pieza de colimación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado Eclipse v15.6 para generar el archivo DICOM con la forma de la apertura.

Se ha utilizado Anaconda3 con el paquete PyDicom para crear una aplicación que lee los datos del archivo DICOM y genera el código para el diseño del molde

Se ha utilizado FreeCad 0.21.2 para generar el modelo de la pieza 3D.

Posteriormente el molde ha sido fabricado en una impresora Ultimaker S5 haciendo uso del software Cura 5.6.0 y los materiales PLG Tough y PETG.

La aleación utilizada ha sido CerroShield (52.5%Bi, 32%Pb y 15.5%Sn), con un punto de fusión de 95°C.

Se realizan pruebas con diferentes geometrías, espesores y materiales para lograr una configuración que permita la colocación precisa de la pieza sobre el aplicador y resistencia a la temperatura y a la presión ejercida por la aleación de metal fundida. Se optimiza el tiempo de impresión y la cantidad de material empleado.

Posteriormente se hace un control de calidad de las aperturas fabricadas colocándolas en el acelerador y verificándolas sobre una plantilla a escala.

RESULTADOS

El proceso de fabricación de los moldes para el vertido del metal se realiza de forma automatizada y ágil que lleva menos de 5 minutos hasta el comienzo de la impresión de la pieza.

El tiempo de impresión depende del tamaño del molde, pero con los parámetros optimizados de impresión (capas de 0.2mm, velocidad 60mm/s y relleno del 30%) el promedio es de aproximadamente 1 hora.

Tras revisar la fabricación con PLA Tough y PET-G, decidimos utilizar este último por su mayor resistencia a la temperatura.

Las aperturas fabricadas mediante este método reproducen con diferencias por debajo de los 2mm a DFS 100cm las aperturas diseñadas en el sistema de planificación.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El sistema de fabricación de moldes para aperturas de electrones mediante impresora 3D permite sustituir el procedimiento anterior mediante corte de poliestireno expandido.

Los niveles de precisión de esta técnica son mejores que los del sistema de cortador, y por supuesto mucho mejores que los de un cortador manual o sistemas de bloques estándar.

Por contra, el proceso se enlentece de forma significativa debido al tiempo de impresión si bien no es habitual que se realicen tratamientos de urgencia con haces de electrones.

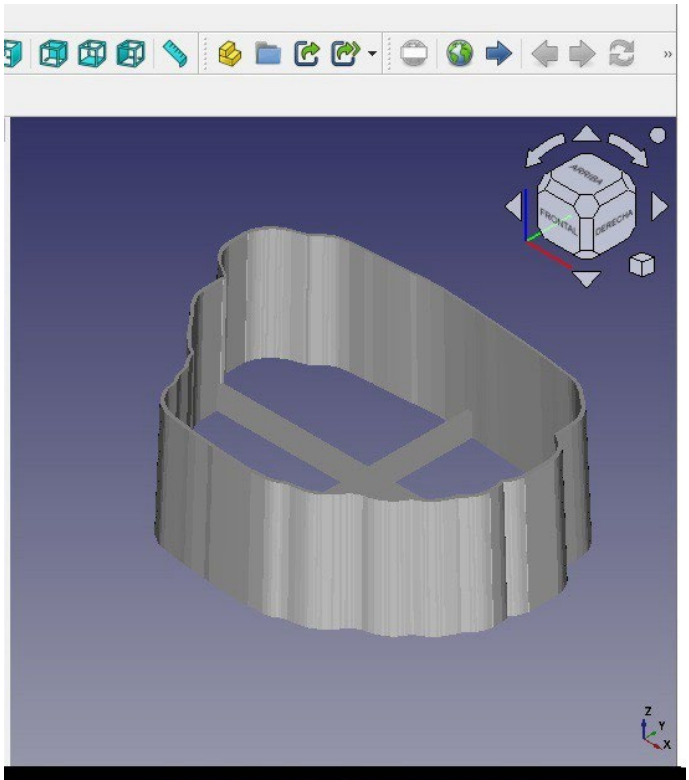


Fig 1: Diseño Bloque FreeCad



Figura 2: Impresora 3D y bloque

PROTOTIPO DE SISTEMA SEGURO Y AUTOMÁTICO DE ALMACENAJE DE INFORMES DE RADIOTERAPIA PARA MITIGAR LOS EFECTOS DE CIBERATAQUES

Riera-Pons, M. (1); Pié-Padró, S. (1); Navarro-Palomas, P. (1); Guardiola-Zaragoza, P. (1); Hermida-López, M. (1)
(1) Hospital Universitari Vall d'Hebrón

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, varios hospitales sufrieron ciberataques de secuestro de datos (ransomware) afectando a los tratamientos de radioterapia. Una situación común fue la dificultad de identificar en un primer momento a los pacientes afectados y/o contactarlos.

Nuestro objetivo es desarrollar un sistema seguro, automático, y económico de almacenar información actualizada de los tratamientos de radioterapia en curso, para mitigar el impacto inicial de un ciberataque.

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema de gestión de tratamientos en radioterapia en nuestro centro es Aria 15.6 (Varian Medical Systems).

Desde la aplicación AURA Reports de Aria, programamos varios informes predefinidos para ejecutarlos de manera automática diariamente, al terminar los tratamientos. Los informes se guardan en una carpeta accesible mediante contraseña en un ordenador local con Windows conectado a la red. Contienen datos sobre los pacientes en tratamiento: nombre, información de contacto, diagnóstico, fracciones de tratamiento realizadas y planificadas, dosis acumulada, etc. Además de información de la agenda de las unidades de tratamiento.

Se han desarrollado y validado dos posibles flujos de trabajo:

Pendrive USB (deshabilitado vía software, de forma que no es visible para el sistema operativo) conectado al ordenador local donde se guardan los informes. Un batch script se ejecuta automáticamente después de que se hayan generado los informes diarios, el cual:

- habilita el pendrive usando su identificador de volumen único (GUID).
- copia los informes a una carpeta diaria en el pendrive, borrándolos de la ubicación original.
- deshabilita el pendrive.

Raspberry Pi modelo B con 4 GB de RAM (ordenador single-board de bajo coste), con sistema operativo basado en Linux Debian. Las interfaces de red WiFi y Ethernet están deshabilitadas vía software. Un Bash script se ejecuta diariamente en la Raspberry de manera automática, el cual:

- habilita la interfaz WiFi/Ethernet, conectándose mediante credenciales autorizadas a la red disponible.
- monta la carpeta compartida del ordenador local en el sistema de archivos de la Raspberry.
- copia los informes a una carpeta diaria en la Raspberry, borrándolos de la ubicación original.
- cifra los archivos mediante cifrado simétrico con algoritmo AES256, y borra los originales.
- deshabilita la interfaz WiFi/Ethernet para aislar a la Raspberry Pi de la red.

Evaluamos el tiempo de transferencia de datos en ambos flujos de trabajo.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Comprobamos el correcto funcionamiento de ambos flujos de trabajo, aunque pueden necesitar ajustes según el entorno. El tiempo de transferencia de datos con ambos métodos es < 1 min.

La propuesta de la Raspberry Pi es de bajo coste (< 100€) y más segura, dado que funciona con Linux, lo que reduce el riesgo de un posible ciberataque.

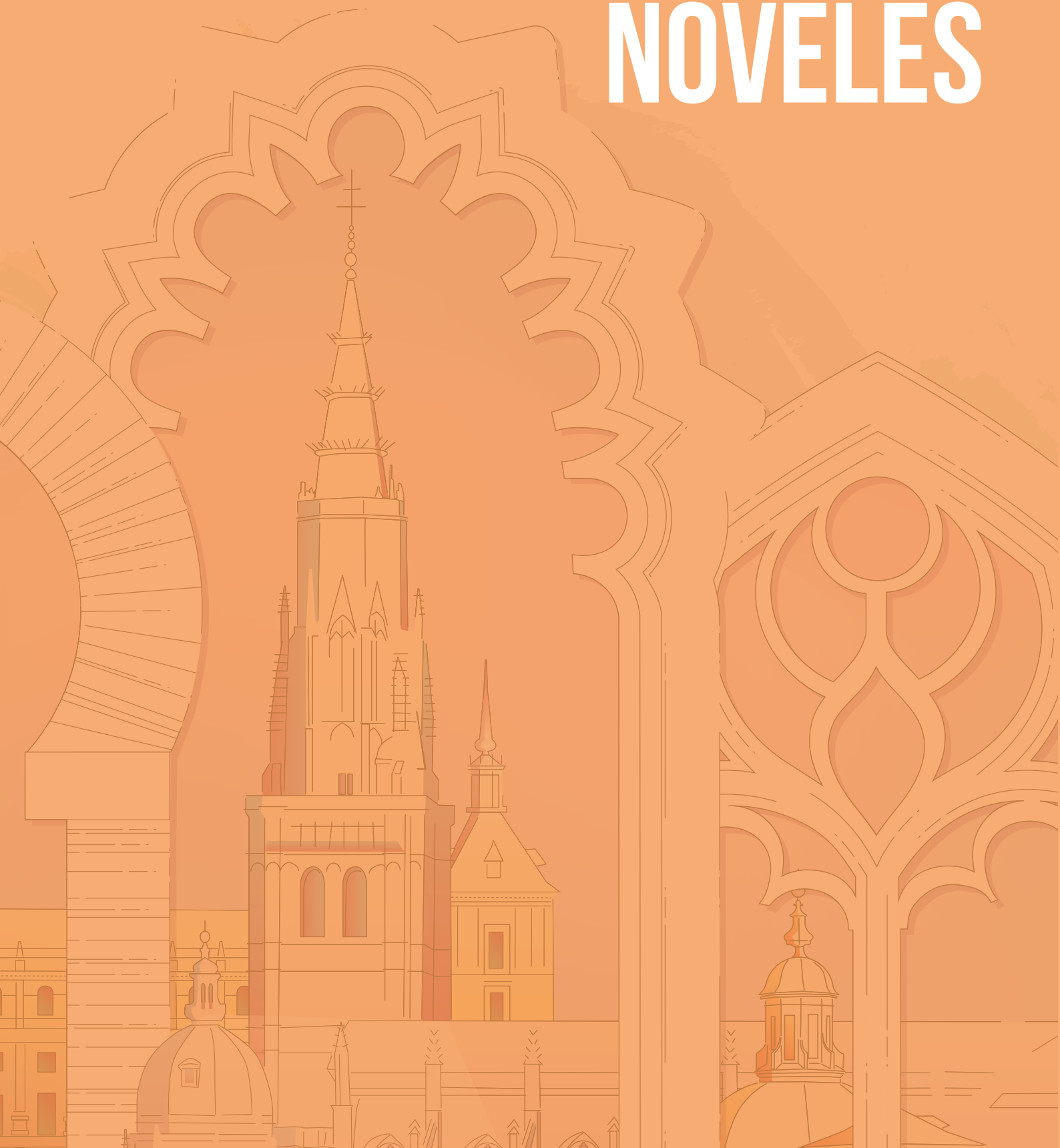
Los scripts se pueden solicitar a los autores. Se distribuirán en repositorio abierto próximamente.

CONCLUSIONES

Desarrollamos dos soluciones automáticas y de bajo coste para almacenar información actualizada de los tratamientos de radioterapia en curso. Pueden formar parte de un plan de contingencia para mitigar el impacto inicial de un ciberataque.

RESÚMENES

INVESTIGADORES NOVELES



ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

LA DOSIS UNIFORME EQUIVALENTE COMO PREDICTOR DEL CONTROL TUMORAL EN LA BRAQUITERAPIA DE BAJA TASA DE DOSIS DE LA PRÓSTATA

Guerrero Blanca, J. A. (1); Blasco Valls, P. (1); Díaz Tomé, L. (1); Fernández Albarrán, J. Á. (1); Guirado Llorente, D. (1)
(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

INTRODUCCIÓN

En el tratamiento del cáncer de próstata mediante braquiterapia de baja tasa de dosis por implantes permanentes, como en otras formas de radioterapia, es de gran interés determinar la relación entre la intensidad del tratamiento y el control tumoral local. Para ello es preciso establecer la variable que describe la intensidad del tratamiento, que puede ser la dosis absorbida o parámetros de los histogramas dosis-volumen (HDV) como D_{90} (la dosis mínima que recibe el 90% del volumen tumoral) o V_{100} (la fracción del volumen tumoral que recibe el 100% de la dosis prescrita). Hay estudios que establecen la existencia de esa relación y otros que no la encuentran [1].

En este trabajo evaluamos, para una serie concreta de pacientes, el empleo de la dosis uniforme equivalente (*EUD*) [2] como variable independiente de la relación dosis-respuesta.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron los datos de 64 pacientes con cáncer de próstata sometidos a braquiterapia de baja tasa, mediante implantes permanentes de semillas de I-125, entre los años 2009 y 2016 en nuestro centro.

A partir de los HDV se han determinado las dosis máxima (D_{max}) y mínima (D_{min}), D_{80}, D_{90} y D_{95}; también la *EUD* mediante la siguiente expresión, que considera como efecto final la supervivencia celular:

$$SF(EUD) = /overline{SF} = /sum_{i=1}^{m} v_i /cdot SF_i,$$

la suma se extiende a todos los intervalos del HDV; se supone una densidad celular idéntica en todo el tejido y el modelo de supervivencia es:

$$SF = exp[-/alpha /cdot D - /beta /cdot G /cdot D^2 + /frac{ln2}{T_D} /cdot t].$$

Aquí, D es la dosis absorbida, $/alpha$ y $/beta$ son los parámetros del modelo lineal-cuadrático, G es el factor de reparación y $(/frac{ln2}{T_D} /cdot t)$ el término de proliferación celular en el tiempo t, con T_D el tiempo de duplicación celular. El factor de reparación se escribe:

$$G = /frac{R_0^2}{(/frac{2}{lambda} + /mu - /frac{1}{lambda}) D^2 (/lambda - /mu)} = /frac{lambda}{lambda + /mu}$$

donde R_0 es la tasa de dosis absorbida inicial, $/lambda$ la constante de desintegración radiactiva y $/mu$ la constante biológica de reparación.

Para determinar la incertidumbre de la *EUD* calculada, se han empleado métodos Monte Carlo en los que los parámetros de que depende esta cantidad se distribuyen normalmente con desviaciones típicas del 30% de su valor medio (tabla 1).

Se analiza la correlación entre las diferentes variables independientes posibles para el modelo de dosis-respuesta. Dado que las distribuciones no son gaussianas, se usa para ello la prueba no paramétrica de Spearman.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La máxima correlación de la *EUD* se produce con D_{min} y D_{95}, con coeficientes de correlación de Spearman de 0.990 y 0.865, respectivamente. No existe correlación entre ninguna de las variables examinadas y la probabilidad de recidiva bioquímica en la serie analizada.

En la figura 1 se muestran los valores de la dosis absorbida, la *EUD* y D_{95} para la muestra de 64 pacientes tratados en nuestro centro, con la indicación de aquéllos que han sufrido recidiva bioquímica durante el período de seguimiento.

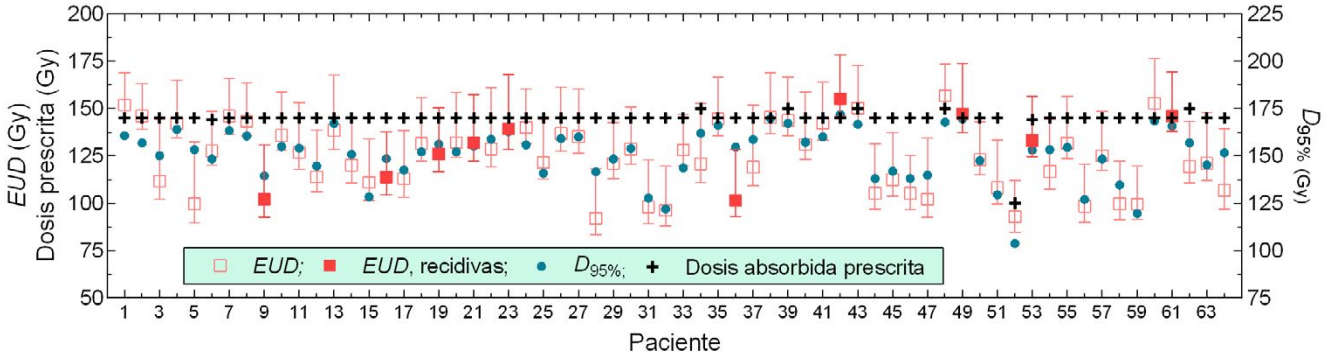


Figura 1. Valores de la dosis absorbida, *EUD* y D_{95} para la muestra de 64 pacientes tratados en nuestro centro, con la indicación de aquéllos que han sufrido recidiva bioquímica durante el período de seguimiento. Las incertidumbres para la *EUD* indican un intervalo de confianza del 95%.

Variable	Valor
α	0,3 Gy^{-1}
α/β	3 Gy
$\mu = \frac{\ln 2}{T_{1/2}(próstata)}$	$T_{1/2}(próstata) = 1$ h
T_D	40 días

Tabla 1. Parámetros utilizados para el cálculo de la EUD.

CONCLUSIONES

La *EUD* presenta una variabilidad importante entre los pacientes de la muestra estudiada y no se correlaciona con el control bioquímico de la enfermedad.

REFERENCIAS

[1] Morris et al. Brachytherapy 2014;13:32-41.

[2] Niemierko. Med Phys 1997;24:103-10.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE PACIENTES

EVALUACIÓN DE DOSIS EN MAMOGRAFÍA EN HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE CIUDAD REAL (HGUCR) Y COMPARACIÓN CON NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO (NRD) EN ESPAÑA

Zambrano Salas, E. (1); Perez Álvarez, M. (1); Ruíz García, E. (1); Rivas Morales, J. (1)

(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

OBJETIVOS

Evaluar las dosis glandulares medias (DGM) impartidas en mamografías y compararlas con los Niveles de Referencia para diagnóstico establecidos en España, con el objetivo de examinar el grado de optimización de la técnica.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizaron los registros de dosis de la herramienta Qaelum, de la que se extrajo la información de las mamografías por tomosíntesis realizadas con un *Selenia Dimensions (Hologic)*. Las mamografías analizadas corresponden al periodo 2023/2024, con un total de 1843 pacientes y 7161 proyecciones. Posteriormente se analizaron los datos de DGM, que se compararon con los proporcionados por el proyecto DOPOES II a nivel nacional.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los valores de DGM del Hospital General Universitario de Ciudad Real y los promedios españoles. La mediana de DGM en el HGUCR es de 2,46 mGy, situándose por debajo del NRD establecido en España (2,6 mGy) y próxima a la mediana de los hospitales españoles (2,4 mGy).

Parámetro	Media (HGUCR)	Mediana (HGUCR)	Media (España)	Mediana (España)	NRD (España)
DGM por imagen (mGy)	2,61	2,46	2,5	2,4	2,6

TABLA 1: comparación de DGM en el Hospital General Universitario de Ciudad Real con el NRD nacional.

DISCUSIÓN

Se observa que la mediana de la DGM registrada en el hospital es inferior al NRD español, lo que sugiere que la técnica empleada está alineada con los estándares de otros hospitales.

A pesar de esto, se realiza un análisis del protocolo de mamografía y se identifica que la fuerza de compresión utilizada en nuestro hospital es teóricamente 100 N, independientemente del tamaño de la mama y, por ende, del grosor final. Sin embargo, esta fuerza está sujeta al criterio del técnico que realiza la exploración y a la tolerancia del paciente, por lo que tiene una enorme dispersión. Por otro lado, exceptuando mamas de mucho grosor, existe una relación aproximadamente lineal entre la dosis y el grosor de la mama (figura 1). Además, los estudios muestran que los pacientes con mamas pequeñas experimentan dolor extremo con mayor frecuencia, debido a que reciben una presión mucho mayor que aquellas con mamas de mayor tamaño.

Todo ello indica que establecer una presión estándar, en lugar de una fuerza, no solo permitiría uniformizar y optimizar las exploraciones, al aumentar la fuerza en mamas grandes y reducirla en pequeñas, sino también reducir el dolor extremo en mamas pequeñas, fomentando la participación en cribados de cáncer de mama.

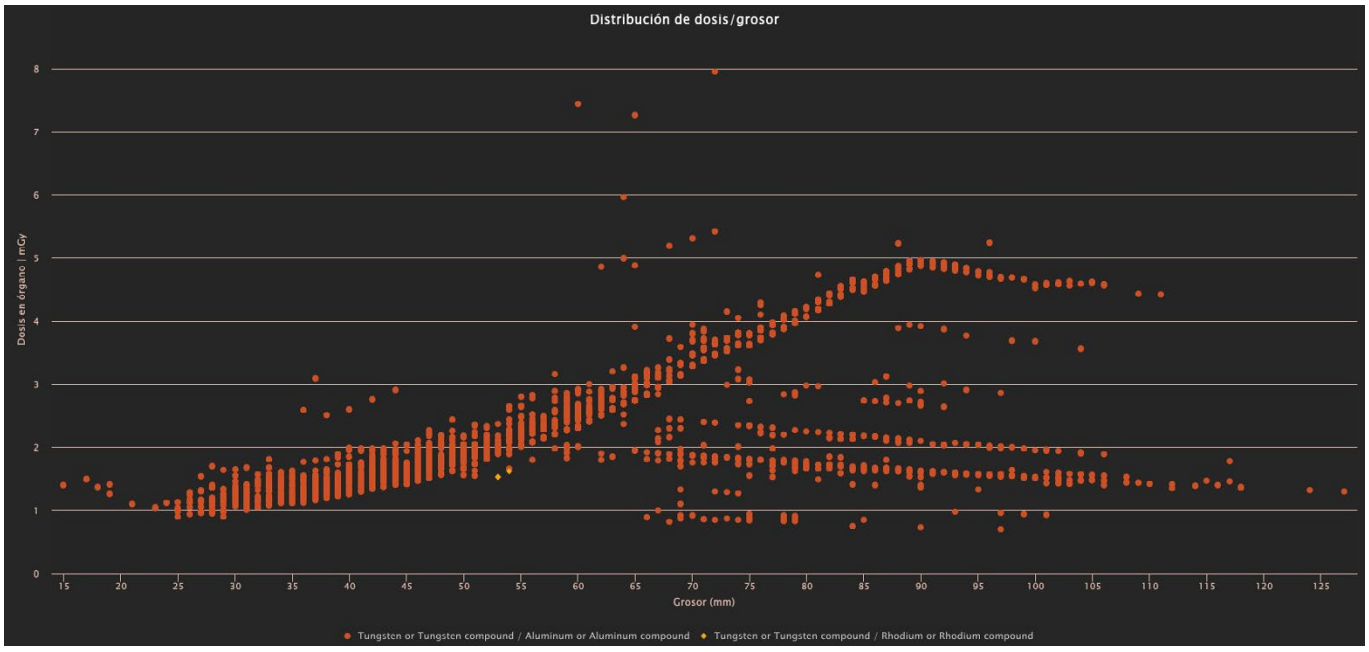


FIGURA 1: DGM (en y) frente grosor de la mama (en x). Imagen extraída de Q*aelum*.

CONCLUSIONES

Los valores de DGM calculados están alineados con los niveles de referencia españoles: la mediana se aproxima mucho a la española y es inferior al NRD, por lo que se mantienen dentro de los límites nacionales. Se aplica una fuerza de compresión generalizada, independiente del tamaño de la mama. Se propone como objeto de futuras investigaciones la aplicación de una estandarización en presión, ya que la personalización del tratamiento en función del tamaño de la mama podría ayudar a optimizarlo así como favorecer la participación general en mamografía de cribado.

RADIOTERAPIA EN CÁNCER DE MAMA CON SIMULACIÓN EN DECÚBITO PRONO: TANGENTIAL FIELD-IMRT VS 3D

Veiguela Prado, G. (1); Martín, Z. (1)
(1) Hospital Universitario Central de Asturias

INTRODUCCIÓN

la simulación de los pacientes que se tratan con radioterapia de un carcinoma de mama se suele realizar en posición decúbito supino. Sin embargo, en pacientes con gran volumen mamario se comprometen los órganos de riesgo al colocarlas en esa posición. Una solución es simularlas en posición decúbito prono. A pesar de su falta de implementación en muchos departamentos, sus ventajas son claras para los casos mencionados, consiguiendo irradiar menos tanto el corazón como el pulmón ipsilateral. Este estudio presenta una comparación dosimétrica de planes en 3D y TF-IMRT (Tangential fields intensity modulated radiotherapy) en pacientes simuladas en posición decúbito prono con respiración libre. El objetivo es analizar los puntos fuertes y débiles de cada técnica.

MATERIALES Y MÉTODOS

para nuestro estudio tenemos una muestra de quince pacientes. Dos de ellas se han tratado con un plan TF-IMRT y las restantes con un plan 3D. A todas ellas se les ha realizado una variante del plan usando la técnica con la que no ha sido tratada para poder realizar la comparación dosimétrica. Las pacientes se han tratado en un LINAC Clinac IX de Varian y el modelo de cálculo empleado ha sido Acuros XB. El número de campos en los planes TF-IMRT es de dos, mientras que en los planes 3D varía entre 3 y 8. Los parámetros que hemos empleado para evaluar la calidad del plan son la conformación, la homogeneidad, el mismatch y la exposición de los órganos de riesgo. También compararemos tanto desplazamientos como tiempo de tratamiento entre ambas técnicas. En la planificación se han introducido incertidumbres para evaluar la robustez de los planes. Por último, se analizará en un futuro la clínica de las pacientes tratadas.

RESULTADOS

Se obtienen distribuciones de dosis más homogéneas con los planes de IMRT. Además, las curvas de dosis altas se ajustan mejor a los volúmenes a tratar, de modo que conseguimos mejores conformaciones con los planes de intensidad modulada. Por otro lado, en general no se aprecia una diferencia sustancial en cuanto a la exposición de los órganos de riesgo entre ambas técnicas. El tiempo de tratamiento es considerablemente menor para los planes TF-IMRT debido a la reducción del número de campos. No se ha observado diferencia alguna en cuanto a los desplazamientos en máquina entre técnicas. Las incertidumbres introducidas no conducen a peores resultados dosimétricos y además, las verificaciones in-vivo fueron excelentes.

CONCLUSIONES

en conclusión, la técnica de TF-IMRT en pacientes simuladas en decúbito prono logra una mejor homogeneidad y conformación a costa de impartir más unidades monitor y tener un plan ligeramente menos reproducible.

MEDIDA DEL CTDI EN EXPLORACIONES CBCT

Sadia Moran, A. (1); Cipitria Herrero, J. (1); Yanez López, D. F. (1); Suárez Baraza, T. (1); Estrada Pastor, Ó. (1)
(1) Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio es medir el valor del CTDI (Indice de Dosis en Tomografía Computarizada) en una exploración CBCT. Esta medida requiere de un formalismo y una metodología experimental diferente a la usada para medir el CTDI en un TC usado en radiodiagnóstico.

Llevar un control de la dosis impartida en exploraciones CBCT debería formar parte del proceso del control de calidad de cualquier acelerador, ya que puede suponer un porcentaje significativo de la dosis absorbida por el paciente.

MATERIAL Y METODOS

Para la medida se ha usado un maniquí CTDI Body-Head (32 y 16 cm de diámetro y una longitud de 15 cm), junto a una cámara lápiz de 100 mm y el sistema de lectura UNFORS RAY SAFE conectado al software XI View, el cual registra valores de dosis por unidad de longitud (mGy·cm). También se ha usado un soporte para medir CDTI en aire.

El experimento se ha realizado en el acelerador CLINAC DHX (Varian) con unos valores de kV y mAs fijos (protocolo de pelvis).

Se ha colocado la cámara lápiz en el centro y en los bordes del maniquí CTDI Body, de este modo se calcula el CTDIw (Figura 1). También se han realizado medidas del CTDI en aire.



FIGURA 1: Esquema del montaje usado

El centro de cámara lápiz debe coincidir con el isocentro del acelerador cuando se posiciona en el centro del maniquí y en el soporte para medir en aire.

Medir el CTDI en haces con una anchura nominal (NxT) mayores de 40 mm, cuando usamos una cámara lápiz de longitud 100 mm, requiere de correcciones. Los documentos "IAEA Human Health Reports No. 5" y la tercera edición del "IEC 60601–2–44", sugieren medir del siguiente modo:

$$CTDI_{100,NxT>40mm} = CTDI_{100,w,ref}//cdot/fracCTDI_{aire,NxT>40mm}CTDI_{aire,ref}$$

Donde $CTDI_{100,w,ref}$ es el CTDIw para haces con un ancho nominal menor que 40mm, $CTDI_{aire,ref}$ es el medido en aire para el haz menor de 40mm y $CTDI_{aire,NxT>40mm}$ es el medido en aire para un haz mayor de 40mm

RESULTADOS

En la Tabla 1 se muestran los anchos de haz (NxT) usados y la obtención del $CTDI_{100,w}$. La corrección se ha aplicado a los haces de ancho nominal de 50 y 160 mm, usando los datos de los haces estrechos (10 y 30 mm).

NxT (mm)	CTDI100w (mGy)	CTDI100,nT>40 (mGy) ;10 mm	CTDI100,nT>40 (mGy) ; 30 mm
10	37,28		
30	24,91		
50	22,12	22,52	22,24
160	11,88	26,01	25,69

Tabla 1: Medidas del CTDI100w obtenidas para los anchos de haz (NxT) mostrados en la tabla. Se corrigen los resultados del CTDI100w para los anchos de corte de 50 y 160 mm de acuerdo al report de la IAEA usando las medidas de 10 y 30 mm (columnas 3 y 4)

DISCUSIÓN

Se observa una sobreestimación del $CTDI_{100,w}$ conforme disminuye el ancho de corte debido a la mayor contribución relativa de la penumbra a la radiación total.

La corrección hecha con ambos haces (10 y 30mm) es similar para 50 y 160mm. Esto es así ya que esa corrección no debería depender del haz de referencia usado.

Por otro lado, vemos que la corrección tiene mayor impacto sobre el valor de 160 mm que en el de 50 mm. Esto se debe a que cuanto más ancho es el haz, más se infraestima el valor del $CTDI_{100,w}$.

CONCLUSIONES

Si se compara con la bibliografía, el valor del $CTDI_{100,NxT>40mm}$ registrado está en torno a 15-20 mGy. Por tanto los resultados son compatibles con los de la bibliografía y se ha conseguido obtener una buena estimación del CTDIw para haces anchos.

EFICIENCIA EN EL CONTROL DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA CON OCTAVIUS 4D: OPTIMIZACIÓN DEL TIEMPO DE VERIFICACIÓN

Gallardo Jiménez, A. (1); Jiménez Melguizo, M. (1); Rivera López, R. A. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves

INTRODUCCIÓN

El control de calidad dosimétrico (DQA) en tratamientos de radioterapia modulada se puede realizar empleando el sistema *Octavius 4D* (O4D). Este dispositivo, con el objetivo de aumentar la resolución espacial, permite la superposición de dos distribuciones de dosis obtenidas con un desplazamiento longitudinal de 5mm, lo que conlleva el doble de tiempo de medición. Este trabajo evalúa la necesidad y el impacto del uso de esta superposición en la verificación de tratamientos con O4D.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplea el sistema O4D (PTW) con la matriz "*DETECTOR 1500*", compuesta por 1405 cámaras de ionización abiertas al aire. El sistema O4D hace el DQA de dos modos:

- Sin *merge*: una única medición con la matriz centrada en el isocentro.
- Con *merge*: superposición la medida anterior con una adicional desplazando la matriz 5 mm longitudinalmente.

Se evalúa la calidad de la planificación aplicando el test γ (2mm, 3%),que compara la distribución de dosis medida con la planificada. El tratamiento se considera aceptable cuando el porcentaje de puntos que superan el test (%γ) es mayor o igual al 95%.

Se verificaron 50 tratamientos de próstata y 50 de ORL, seleccionados por la diferencia en complejidad en los tratamientos entre ambas localizaciones. Se calculó %γ para ambos modos para evaluar las diferencias ente verificaciones con y sin *merge*. Se definieron las siguientes variables epidemiológicas:

- Valor predictivo positivo (PPV): Probabilidad de que (%γ)merge >= 95% cuando (%γ)no_merge también lo es.
- Valor predictivo negativo (NPV): Probabilidad de que (%γ)merge < 95% cuando (%γ)no_merge también lo es.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados (TABLA 1) muestran que $(\%\gamma)_{merge}$ fue mayor que $(\%\gamma)_{no_merge}$ en todos los casos, consecuencia del aumento de la resolución espacial. De este resultado se sigue el valor de PPV = 1, indicando que, si el test sin *merge* es positivo, el test con *merge* también lo será. En contrapartida, el NPV es menor, lo que indica que, aunque $(\%\gamma)_{no_merge}$ < 95%, el test con *merge* podría ser positivo (con una probabilidad del 54% para próstata y un 42% para ORL). Dado que se observa una fiabilidad limitada para descartar los planes que no pasan el test sin *merge*, será necesario repetir la prueba con *merge*.

	N	TP	TN	FP	FN	PPV	NPV	Ttos. que no superan test sin merge (%)
Próstata	50	37	6	0	7	1,00	0,46	26%
ORL	50	12	22	0	16	1,00	0,58	76%

Table 1: Parámetros obtenidos divididos por localización, donde N es el tamaño de la muestra, TP = verdaderos positivos, TN = verdaderos negativos, FP = falsos positivos y FN = falsos negativos.

Por otra parte, en ORL el 76% de tratamientos sin *merge* no pasan el test γ, luego realizar el test con *merge* será necesario en la verificación todos los tratamientos. No obstante, en próstata este valor es muy inferior (26%), por lo que en esta localización se podría optimizar el tiempo de DQA realizando la medición con *merge* sólo cuando $(\%\gamma)_{no_merge}$ <95%.

CONCLUSIONES

Se ha comprobado que la fusión mejora el %γ en todos los casos. Esto sugiere que, en planificaciones simples es posible realizar medidas con *merge* sólo cuando $(\%\gamma)_{no_merge}$ < 95%, lo que supondría una optimización de la carga de trabajo garantizando la calidad del DQA.

PROTOCOLO DE REIRRADIACIONES EN CÁNCER DE PULMÓN: ESTUDIO RETROSPECTIVO

Angulo Santos, A. (1); González Pérez, V. (1); Chust Vicente, M. L. (1); Vercher Ferrer, M. (1); Cediel Polo, D. (1); Pallarés Ripollés, M. (1); Solla Bartual, C. (1); Crispín Contreras, V. (1)

(1) Instituto Valenciano de Oncología (IVO)

INTRODUCCIÓN

Se analiza el protocolo para la evaluación de la dosis acumulada en reirradiaciones en nuestra institución. Se seleccionaron 10 pacientes tratados al menos dos veces en pulmón, describiendo la dosimetría final y los resultados clínicos en términos de control local y complicaciones.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se evaluó la dosimetría de 10 pacientes tratados entre 2019 y 2024 con 2-3 irradiaciones (media 2.3, desviación estándar 0.5). El 62% fueron tipo I (con solapamiento) y el 38% tipo II (sin solapamiento, pero con dosis acumulada en algún órgano de riesgo). La dosis prescrita en el primer tratamiento fue de 55 Gy (rango 45-68 Gy), siempre con fraccionamiento convencional (21-33 sesiones). En reirradiaciones, 8 casos recibieron fraccionamiento convencional (15-33 sesiones, 50-66 Gy), y 5 recibieron tratamientos esterotácticos (1-9 sesiones, 5-63 Gy).

Se utilizó el sistema de planificación RayStation. Para calcular el plan suma, se realizó primero una fusión rígida de todos los TC de simulación con el TC de referencia (última irradiación) y luego una fusión deformable para alinear estructuras anatómicas y deformar distribuciones de dosis. Las dosimetrías se convirtieron a *EQD2*, con α/β = 10 Gy para el PTV y 3 Gy para el resto del paciente.

Para la suma final en *EQD2*, se aplicó un descuento en función del tiempo entre irradiaciones: 50% en la mayoría de órganos si >12 meses (25% si 6-12 meses); en pulmones, 25% si 6-24 meses y 50% si >24 meses. El tiempo medio entre irradiaciones fue de 11 ± 11 meses. Se evaluaron D_{media} y D_{max} en pulmones, plexos braquiales, corazón, médula y esófago, además del V_{20} (volumen pulmonar a 20 Gy excluyendo el PTV). Se analizaron complicaciones, control tumoral, recaídas y tiempo libre de recaída.

RESULTADOS

Las Figuras 1 y 2 muestran la dosis media y máxima en órganos de riesgo. El V_{20} para pulmones sin PTV fue 13 ± 8% (rango 4-32%). De los 9 pacientes con datos disponibles, solo 1 (11%) presentó complicaciones tras la reirradiación (dolor costal). El control local se logró en 5 de 10 pacientes (50%), mientras que 5 presentaron recaída local, con una supervivencia libre de recaída de 0-60 meses (media 13.6 meses).

Figura 1: Dosis media en órganos de riesgo

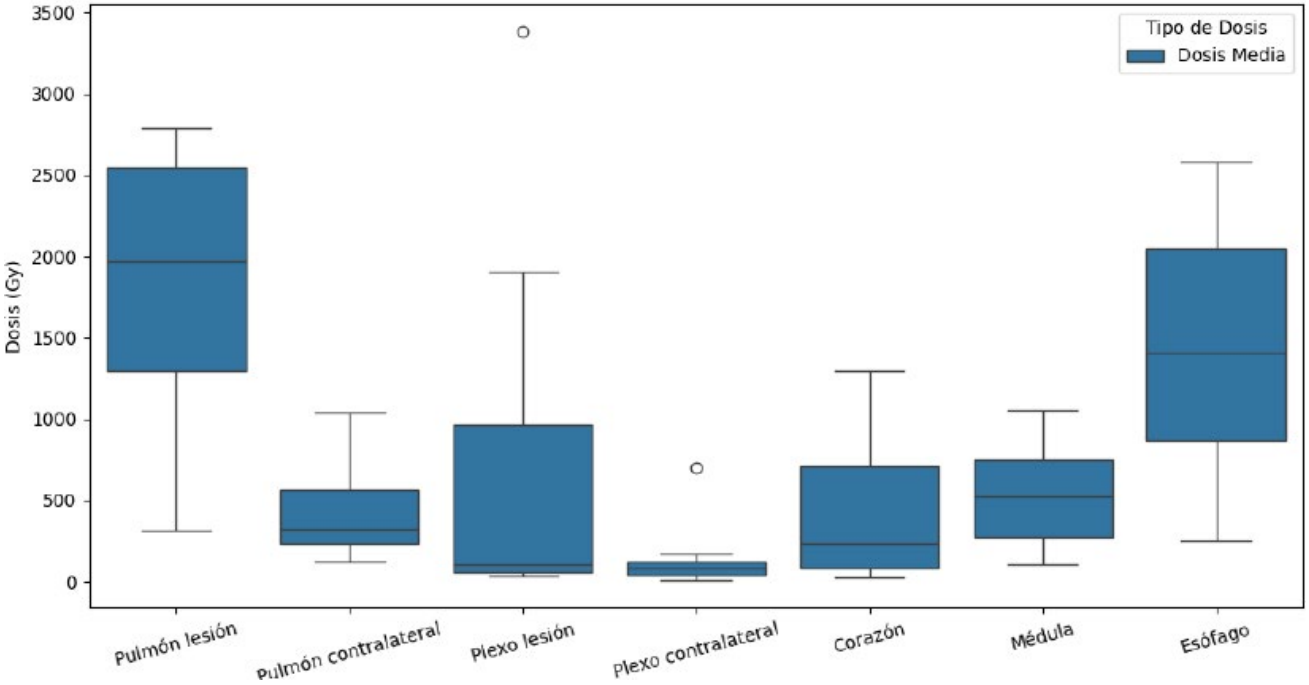
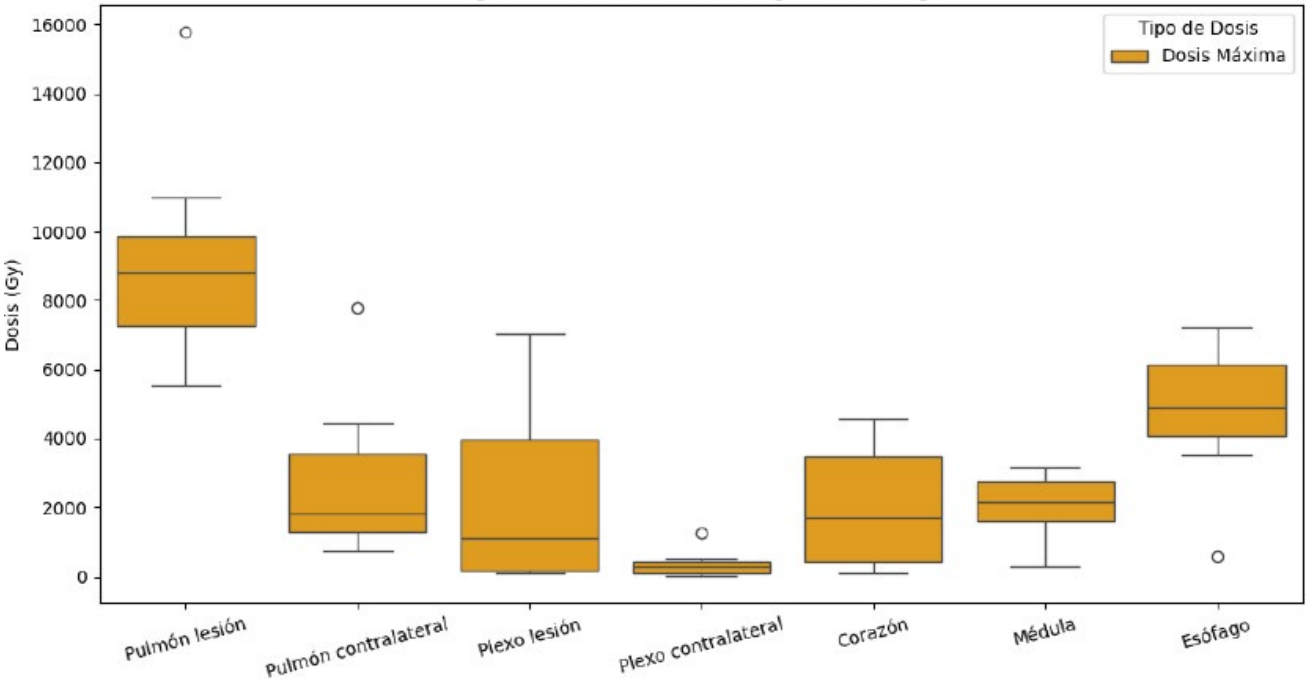


Figura 2: Dosis máxima en órganos de riesgo



DISCUSIÓN

La implementación de este protocolo mejora la evaluación de toxicidad en pacientes con múltiples irradiaciones. La fusión deformable y el cálculo de *EQD2* permiten una evaluación más precisa que los métodos tradicionales, aunque requiere validación continua, especialmente en casos con variaciones anatómicas.

Este estudio es retrospectivo, y en los tratamientos originales no se aplicó el descuento de dosis por tiempo transcurrido, lo que indica que podrían haberse utilizado protocolos más agresivos de reirradiación.

CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un protocolo para evaluar la dosimetría en reirradiaciones de radioterapia, considerando el tiempo entre irradiaciones y el fraccionamiento. Este método permite un análisis detallado de los planes de tratamiento, facilitando la toma de decisiones por parte del oncólogo radioterapeuta y el radiofísico hospitalario.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS Y GESTIÓN DEL MOVIMIENTO

COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE OPTIMIZACIÓN EN RADIOCIRUGÍA DE MÚLTIPLES METÁSTASIS: HYPERARC VS. TÉCNICAS CONVENCIONALES EN ECLIPSE

Pallarés Ripollés, M. (1); González Pérez, V. (1); Angulo Santos, A. (1); Solla Bartual, C. (1); Hernández Trujillo, M. (1); González González, V. (1); De Los Dolores Alemany, V. (1); Guardino De La Flor, C. (1); Crispín Contreras, V. (1)

(1) Instituto Valenciano de Oncología

INTRODUCCIÓN

HyperArc es un módulo del sistema de planificación Eclipse diseñado para radiocirugías estereotácticas de múltiples metástasis. Consta de dos parámetros característicos a la hora de optimizar: *SRS-Normal Tissue Objective*, cuyo objetivo es minimizar la dosis en los órganos de riesgo (buscando grandes gradientes en las isodosis y evitando puentes de dosis entre PTVs); y ALDO (*Automatic Lower Dose*), que intenta cubrir todos los PTVs. Este trabajo compara los resultados de la planificación de radiocirugías de múltiples metástasis utilizando el módulo automatizado HyperArc y una técnica manual.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han evaluado 20 pacientes que presentaban entre 2-9 lesiones (media 4,5) prescritas a 20Gy. Cada paciente se ha planificado en Eclipse (versión 16.1) con los 4 arcos no coplanares y un solo isocentro propios de la técnica HyperArc y se ha optimizado de dos formas diferentes: HyperArc (SRS NTO + ALDO) y manual, añadiendo un objetivo para el gradiente de caída de dosis (del 100% al 20% a 3 mm del PTV, con un *dose fall-off* de 0,75). En ambos casos, se emplearon los mismos objetivos de optimización, sin personalizar para cada paciente.

El cálculo de dosis se ha realizado mediante el algoritmo Acuros empleando una rejilla de cálculo de 1,25mm.

Las magnitudes comparadas han sido D98, D95, Dmedia, D2 y Dmax en cada PTV; y Dmedia y V12 en el cerebro-GTV. Además, se ha evaluado el tiempo de optimización y las UM de cada plan. Se ha normalizado los planes al PTV más frío, de modo que el 98% de la dosis cubra el 100% del volumen. Para el análisis estadístico se ha utilizado el test U de Mann- Whitney tomando como nivel de significación $p<0,05$.

RESULTADOS

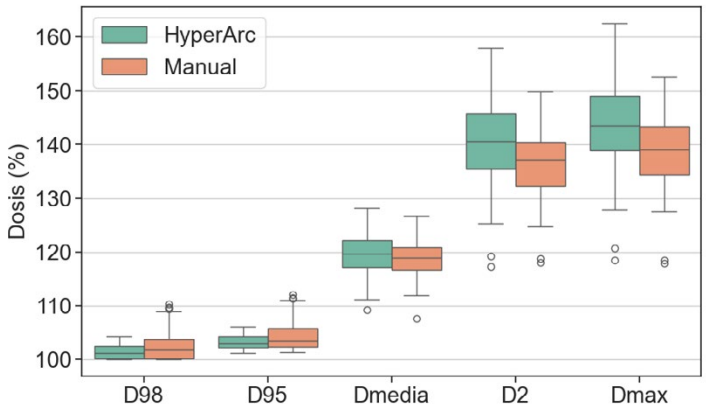
Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p<0,001$) en Dmax, D2 y tiempo de optimización. Los valores medios obtenidos (± desviación estándar) para HyperArc *vs* optimización manual, fueron:

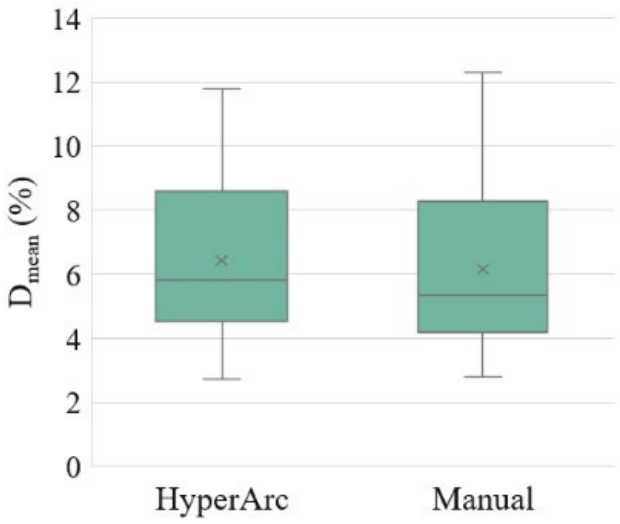
Dmax (%): 143±8 *vs* 139±7

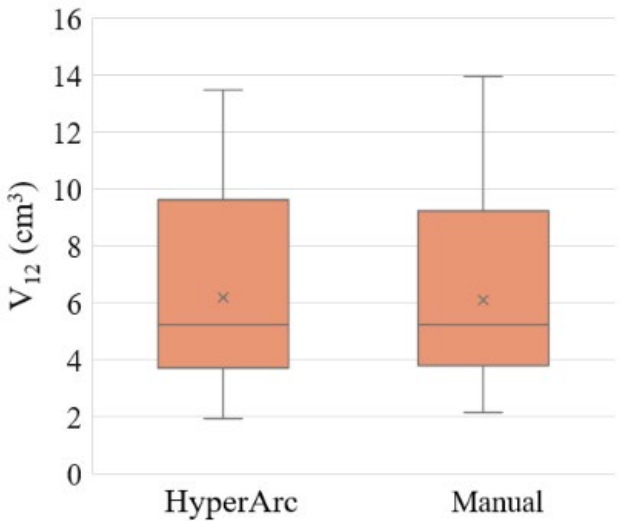
D2 (%): 140±8 *vs* 137±7

Tiempo de optimización (s): 900±300 *vs* 600±200

En la FIGURA 1 se presentan los diagramas de cajas de la dosimetría de los 88 PTVs, y en la FIGURA 2, los correspondientes al cerebro-GTV.







DISCUSIÓN

En nuestro protocolo de tratamiento, no se pone énfasis en reducir los valores máximos de dosis, ya que se ha demostrado que las inhomogeneidades asociadas permiten obtener menores dosis en el cerebro sano. Sin embargo, al realizar una optimización manual, observamos una disminución en los valores máximos de dosis sin comprometer los parámetros de evaluación en el cerebro, como la Dmedia y el V12.

Cabe destacar que no fue posible optimizar manualmente un paciente con 11 lesiones debido a limitaciones de memoria, lo que llevó a su exclusión del estudio. Esto sugiere que los algoritmos de HyperArc podrían disponer de una gestión de memoria más eficiente.

CONCLUSIONES

Partiendo de una optimización manual con la configuración de arcos propia de HyperArc y unos objetivos / pesos predeterminados, se han obtenido dosimetrías con resultados similares en cerebro sano, con máximos de dosis en el PTV menores y tiempos de cálculo más bajos.

PREDICCIÓN DE DVH EN RADIOTERAPIA EXTERNA PARA EL CÁNCER DE PRÓSTATA MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

Suárez Baraza, T. (1); Rodríguez Melcón, I. (1); Sánchez Carrascal, M. (1); Estrada Pastor, Ó. (1); Sadia Morán, A. (1); Cipitria Herrero, J. (1); Rodríguez Serafín, E. (1)

(1) Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

Los algoritmos de optimización han revolucionado la planificación dosimétrica de los tratamientos radioterápicos, permitiendo escalar la dosis absorbida por el volumen objetivo (PTV) y minimizar la exposición de órganos de riesgo (OAR). No obstante, el proceso sigue siendo intensivo en tiempo y recursos, dificultando su aplicación en entornos clínicos con alta demanda.

El estudio presenta un modelo predictivo de histogramas dosis-volumen (DVH) basado en inteligencia artificial para evaluar, mediante una planificación optimizada únicamente a PTVs (sin considerar OARs), la máxima calidad alcanzable en una dosimetría de radioterapia externa para cáncer de próstata (DOI: 10.1002/mp.13334).

MATERIAL Y MÉTODOS

Obtenemos una base de datos con 50 DVHs de planificaciones dosimétricas realizadas con el planificador Eclipse (Varian) a próstatas de alto riesgo tratadas con 46Gy en 23 fracciones a ganglios pélvicos (PTVg) y un boost integrado hasta 64.4Gy en próstata (PTVp), considerando como OARs: vejiga, recto y cabezas femorales.

Correlacionando los volúmenes del plan de tratamiento aprobado con los del plan optimizado a PTVs para cada uno de los intervalos de dosis en un paso de 0.1%, el modelo predice el volumen cubierto en cada estructura y cada intervalo mediante vectores de soporte de regresión (SVR), incorporando de esta forma indirectamente la anatomía del paciente. Los datos se dividen en 28

pacientes para entrenamiento, 12 para validación y 10 para test, integrando un método LOOCV, búsqueda de parámetros en malla para múltiples núcleos y un puntuador personalizado que favorece la suavidad de la predicción.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 apreciamos una muestra de uno de los intervalos de entrenamiento con su correspondiente convergencia a un modelo de predicción.

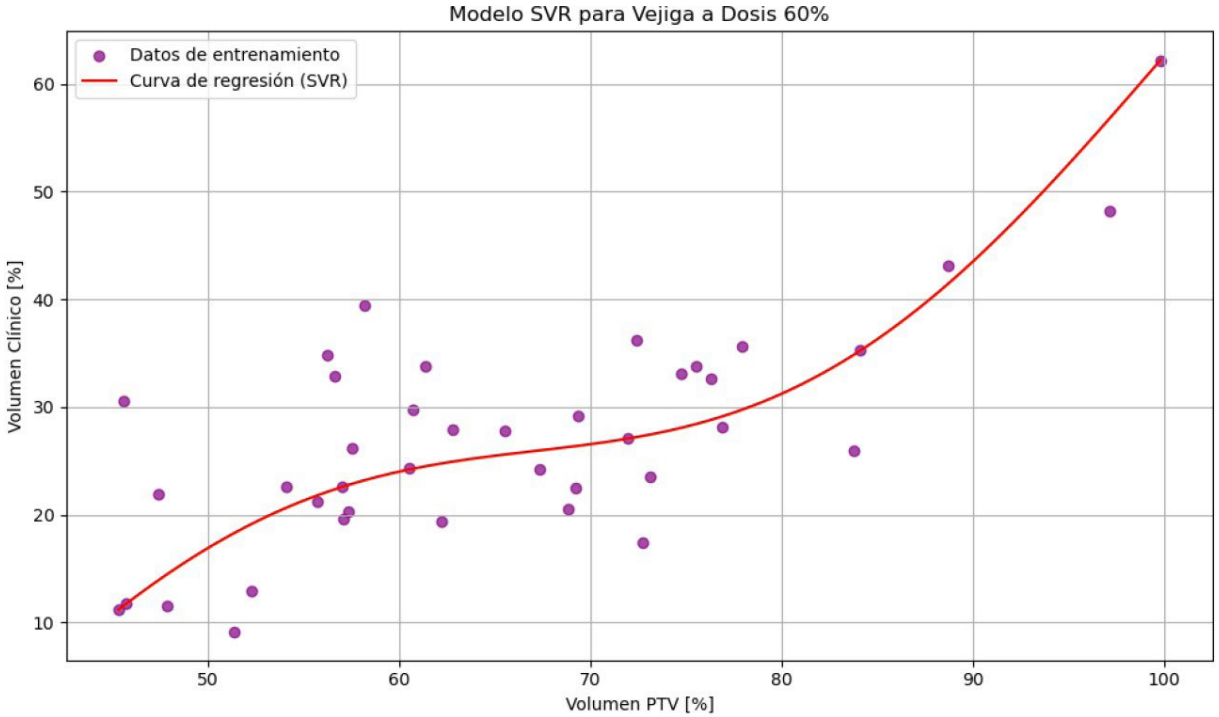


Figura 1: Predicción del intervalo al 60 % de dosis en la validación de un paciente en la estructura de vejiga.

Aplicando esta lógica, el algoritmo llega a las soluciones mostradas en la tabla 1, que incluye dentro de cada estructura en los 10 pacientes de test el promedio de métricas cuantitativas como el error absoluto medio (MAE), la suma de errores absolutos (SAR) y la suma de residuales restringidos (RSR), estando esta última definida como el margen de mejora respecto a la planificación dosimétrica aprobada; además, se verifica adicionalmente el cumplimiento de las metas clínicas. Los resultados obtenidos son inferiores al 10% para el MAE y 0.2 para el SAR, cumpliendo las metas clínicas e incluso mejorando sus respectivos DVHs, como puede concluirse del RSR, alineándose así con los resultados reportados en la literatura.

Estructura	Métrica	Resultado	Metas clínicas	
PTV64.4	$\overline{\text{MAE}}$	$0.3 \pm 0.1\,\%$	D $97\,\% > 97\,\%$ V	✓
	$\overline{\text{SAR}}$	0.002 ± 0.002		
	$\overline{\text{RSR}}$	0.0003 ± 0.0004		
PTV46	$\overline{\text{MAE}}$	$0.3 \pm 0.2\,\%$	D $69\,\% > 97\,\%$ V	✓
	$\overline{\text{SAR}}$	0.003 ± 0.002		
	$\overline{\text{RSR}}$	0.0001 ± 0.0001		
CFD	$\overline{\text{MAE}}$	1.6 ± 0.1	D $78\,\% < 0\,\%$ V	✓
	$\overline{\text{SAR}}$	0.016 ± 0.001		
	$\overline{\text{RSR}}$	0.001 ± 0.001		
CFI	$\overline{\text{MAE}}$	1.3 ± 0.4	D $78\,\% < 0\,\%$ V	✓
	$\overline{\text{SAR}}$	0.013 ± 0.004		
	$\overline{\text{RSR}}$	0.001 ± 0.001		
Recto	$\overline{\text{MAE}}$	5 ± 2	D $67\,\% < 50\,\%$ V	✓
	$\overline{\text{SAR}}$	0.05 ± 0.02	D $80\,\% < 35\,\%$ V	✓
	$\overline{\text{RSR}}$	0.02 ± 0.02	D $100\,\% < 15\,\%$ V	✓
			D $94\,\% < 20\,\%$ V	✓
Vejiga	$\overline{\text{MAE}}$	6 ± 1	D $95\,\% < 50\,\%$ V	✓
	$\overline{\text{SAR}}$	0.06 ± 0.01	D $102\,\% < 35\,\%$ V	✓
	$\overline{\text{RSR}}$	0.03 ± 0.04		

Tabla 1: Resultados de MAE, SAR, RSR y metas clínicas para las estructuras evaluadas.

CONCLUSIONES

El modelo ofrece una solución eficaz y precisa para predecir DVHs en radioterapia, y podría encontrar aplicaciones en cualquier fraccionamiento, técnica, acelerador y patología. Su adaptabilidad permite un enfoque centrado en el paciente, optimizando decisiones, reduciendo carga computacional y constituyendo un recurso educativo valioso para formar a profesionales en técnicas avanzadas.

EVOLUCIÓN INTERFRACCIÓN DE TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO MONITORIZADOS CON EXACTRAC DYNAMIC

López Martín, N. (1); Spa Gómez, B. (1); Luis Simón, F. J. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

ExacTrac Dynamic es un sistema de posicionamiento y monitorización de alta precisión para radioterapia, mediante la combinación de imágenes de rayos X de la anatomía interna con la información del seguimiento de superficie obtenida por la cámara térmica

4D. En base al uso de este dispositivo, este trabajo pretende evaluar la evolución a lo largo del tratamiento en pacientes de cabeza y cuellode entre 27 y 30 sesiones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se estudia un total de 20 pacientes de cabeza y cuello tratados con radioterapia de entre 27 y 30 sesiones. La inmovilización de todos los pacientes se lleva a cabo utilizando máscara termoplástica eXaCast.

La técnica de tratamiento en todos los pacientes es VMAT con 2 arcos coplanares, salvo en un caso que se utilizaron 4 arcos. La unidad de tratamiento es un TrueBeam versión 3 con HD 120 MLC de Varian. El procedimiento utilizado es posicionamiento externo mediante SGRT y CBCT y monitorización intrafracción guiada por superficie y con placas oblicuas de kilovoltaje.

Las tolerancias de la plantilla utilizada en ExacTracDynamic son (2mm, 1°) para rayos X y (4mm, 2°) para superficie. Mientras que los valores de desviación de las placas de rayos X se obtienen desde la aplicación Ovne Review integrada en Aria.

Se calcula la desviación estándar de los ajustes laterales, longitudinales y verticales (calculadas con las placas de rayos X, para cada una de las sesiones de tratamiento para cada paciente, después se calcula la raíz del error cuadrático medio de las desviaciones (RMSE). Se calcula el máximo, media y los cuartiles para cada uno de estos pacientes. Se realiza un análisis de regresión lineal, para calcular la tendencia, y se evalúa, para cada outlier, el origen de esta desviación.

RESULTADOS

Se analiza 575 sesiones, de las cuales, un 94.4% tenían una desviación inferior a 1mm.

De los pacientes evaluados, se encontró que 12 presentaban una tendencia positiva y 8 negativa, respecto al valor RMSE con el número de sesiones. Se presenta la tabla de max, media, y el rango entre los cuartiles primero y tercero, según estos subconjuntos.

	Max	**Media desviaciones**	**Primer a tercer cuartil desviaciones**
Tendencia positiva	[0,201:2,566]	[0,079:0,685]	[0,138:0,448]
Tendencia negativa	[0,270:1,752]	[0,199:0,604]	[0,116:0,368]

Tabla1. Max, media y cuartiles del RMSE

DISCUSIÓN

Del análisis de las imágenes de RX se observa; que hay cierta holgura en las máscaras en cuanto al movimiento de la mandíbula, en algunas placas se puede ver la proyección del gantry, lo cual puede distorsionar la medida. Hay ocasiones en las que los valores de RMSE altos corresponden a sesiones de tratamiento largas (>30min). Estadísticamente, no se puede afirmar que el valor de RMSE sea dependiente de las sesiones, presentando una distribución como en el gráfico 2.

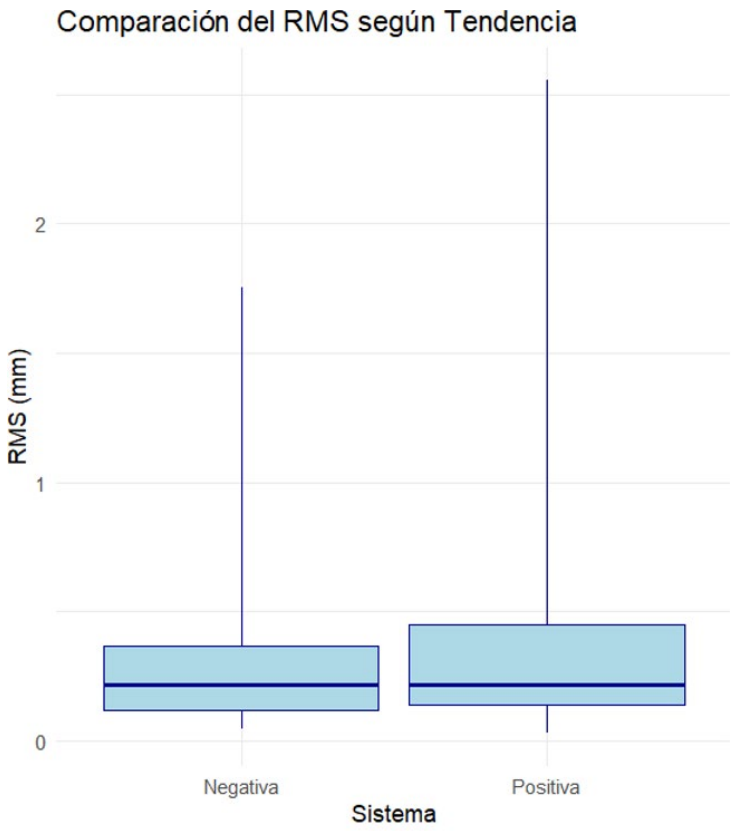


Gráfico 2. Diagrama de caja de RMSE

CONCLUSIÓN

ExacTrac constituye un sistema excelente para monitorización intrafacción y para posicionamiento con SGRT, que funciona bien incluso con las máscaras termoplásticas cerradas usadas en nuestro centro.

Estadísticamente se observa que las desviaciones mayores a 1 mm representan un 5,6% y que no llegan a 3 mm.

DISEÑO DE BOLUS IMPRESO EN 3D PARA RADIOTERAPIA EN PACIENTE CON ENUCLEACIÓN OCULAR: VIABILIDAD Y REPRODUCIBILIDAD

Garcia Costa, B. (1); Parreño Sánchez, J. C. (1); Ochoa Caparrós, J. (1); Quirós Higueras, J. D. (1); Bonaque Alandí, J. (1); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

El tratamiento de volúmenes superficiales en radioterapia requiere frecuentemente el uso de bolus para compensar el gradiente de dosis y mejorar la distribución dosimétrica.

En este estudio, se evaluó la viabilidad de un bolus personalizado impreso en 3D en un paciente con enucleación ocular e injerto de piel, que requirió radioterapia en la región afectada. Con el objetivo añadido de obtener una configuración reproducible para o durante el tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó una tomografía computarizada (TC) de simulación donde se observó una cavidad profunda expuesta al aire. Se determinó la necesidad de un bolus personalizado para mejorar la homogeneidad de dosis en la zona de tratamiento.

El bolus se diseñó con el sistema de planificación (SP) RayStation (Figura 1) y se imprimió en 3D con una Ultimaker S3 utilizando poliuretano termoplástico (TPU) 95A por su flexibilidad y similitud con el tejido. Se descartó el bolus convencional por su inadecuada adaptación a la cavidad. El bolus comercial (eXaSkin Plus) fue considerado como alternativa en caso de intolerancia al TPU.

Se realizó una nueva TC con el bolus impreso y se evaluaron las diferencias dosimétricas entre el uso de la densidad y material asignado por el SP y la densidad y material real del TPU. Durante el tratamiento, se utilizaron las imágenes de CBCT (Cone Beam Computed Tomography) para verificar la reproducibilidad de la colocación del bolus.

RESULTADOS

El bolus de TPU se adaptó adecuadamente a la anatomía del paciente.

Durante la TC de simulación, la máscara termoplástica generó una pequeña separación (menor a 3 mm) en la región nasal.

La densidad media del bolus de TPU asignada por el SP fue de 1,07 g/cm3, similar a tejidos como músculo (1,05 g/cm3) y cartílago (1,1 g/cm3) en el SP.

Las diferencias dosimétricas entre utilizar la densidad y material asignada por el SP y la densidad y material real del TPU (1,1 g/cm3) fueron despreciables. Se compararon los planes de tratamiento con y sin separación en la región nasal, observándose mejoras en la distribución de dosis al eliminar cavidades de aire, pero clínicamente irrelevantes en el tratamiento.

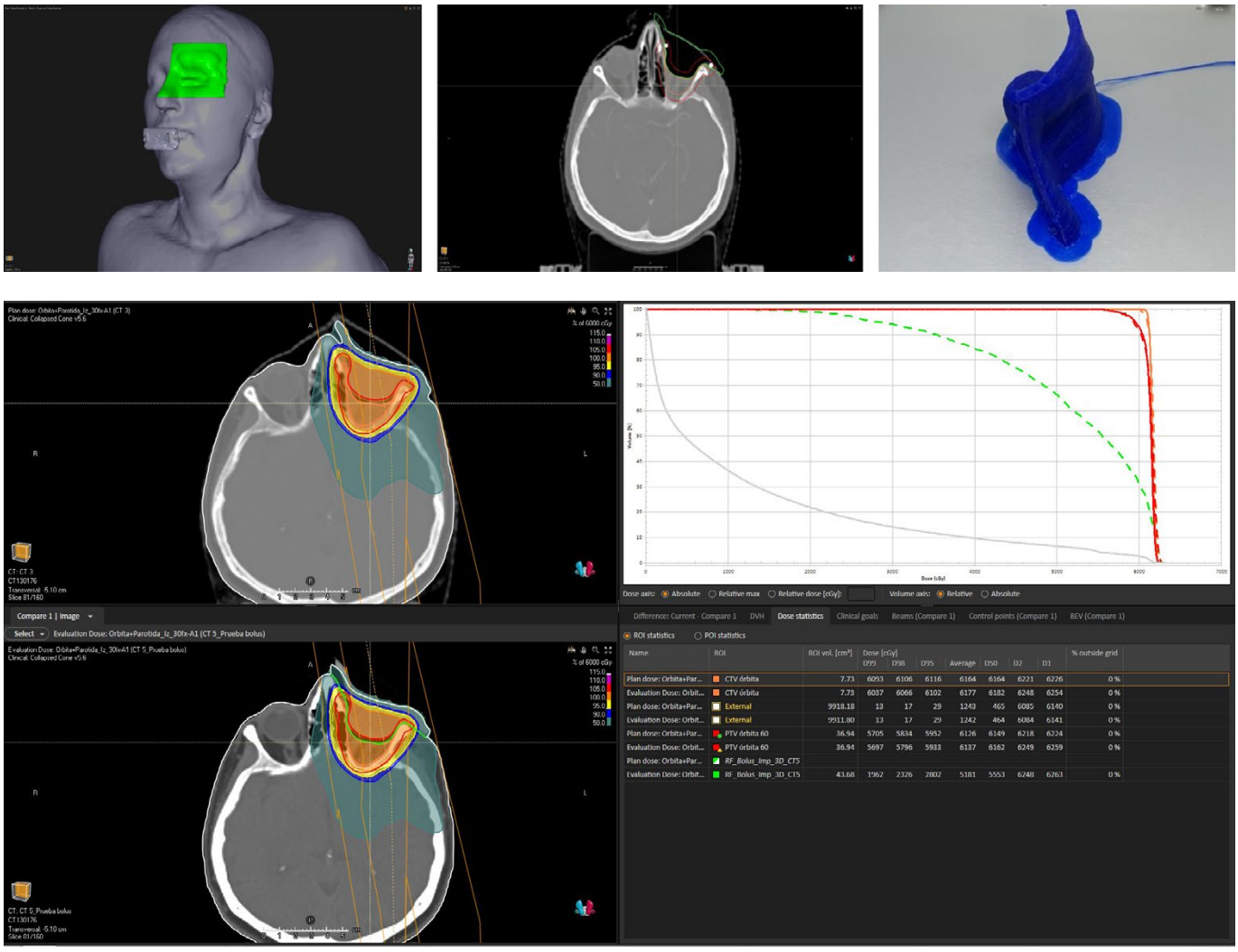
Por otra parte, las imágenes de CBCT confirmaron la reproducibilidad de la colocación del bolus en todas las sesiones.

DISCUSIÓN

Se evaluó la distribución dosimétrica considerando la correcta colocación del bolus y una densidad de 1,1 g/cm3 para el material TPU, encontrándose diferencias menores al 0,66% en la dosis del PTV del tratamiento clínico. En ambos casos se cumplió con los objetivos dosimétricos como podemos observar en la Figura 2.

CONCLUSIONES

Las incertidumbres en la asignación de densidad y la colocación del bolus no afectaron significativamente el tratamiento. El uso de bolus personalizado impreso en 3D con TPU demostró ser una opción clínicamente viable y reproducible, mejorando la distribución de dosis y su uniformidad respecto a los bolus convencionales.



EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE MÁRGENES CTV-PTV EN TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO MEDIANTE ACUMULACIÓN DE DOSIS BASADA EN REGISTRO DEFORMABLE

Paradela Díaz, G. (1); Castro Tejero, P. (1); Obesso De Diego, A. (1); Botella Faus, P. (1); Roch González, M. (1); Simón De Blas, R. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Gallego Molina, C. (1); Nafría Jiménez, M. I. (1); Bergado Barreta, M. (1); Moral Sánchez, V. (1)

(1) Hospital Universitario de La Princesa

INTRODUCCIÓN

Los márgenes de CTV a PTV son muy importantes en tratamientos de tumores de cabeza y cuello, ya que ayudan a conseguir un compromiso entre control tumoral y toxicidad, siendo esta última bastante frecuente en localizaciones ORL. Cuanto mayor sean, más robusto será el tratamiento ante cambios anatómicos interfracción o de posicionamiento, pero mayor será el volumen de tejido sano irradiado.

El objetivo es evaluar retrospectivamente si una reducción de márgenes de 5 a 3 mm en la planificación proporciona coberturas dosimétricas y un perfil de toxicidad favorables. Para ello se usará la acumulación de dosis mediante registro deformable a partir de los cambios interfracción vistos en los CBCT diarios.

MATERIALES Y MÉTODOS

La muestra (n=15) consta de pacientes con tumores ORL, sometidos a radioquimioterapia y no replanificados.

Mediante el uso del software *Velocity* y a partir de las correcciones de posicionamiento diarias, se genera un TC sintético para cada fracción. Esto es, se deforma el TC de planificación para ajustarse a la anatomía del CBCT de cada sesión y se conservan las UH adecuadas para el cálculo de dosis.

De forma paralela, se realiza en *Eclipse* una planificación dosimétrica sobre el TC de simulación y con márgenes CTV-PTV de 3mm. Además, el plan y la matriz de dosis resultantes se volcarán sobre cada uno de los TC sintéticos obtenidos.

Por último, se realiza una acumulación de las distribuciones anteriores para obtener una final que aglutine todos los cambios entre fracción y fracción. Esta matriz de dosis y la del plan original se volcarán sobre el TC de simulación y se realizará una comparación de sus DVHs.

RESULTADOS

En la Tabla 1 se muestran valores dosimétricos para diversas estructuras de interés. También se incluye su cambio de volumen promedio y la variación de peso de cada sujeto.

En la Tabla 2 se comparan las distribuciones de dosis planificada y acumulada, tanto la de margen 5mm (práctica actual) como la de 3mm.

DISCUSIÓN

A tenor de los resultados de las Tablas 1-2, se observa que en 12 de 15 pacientes cumplen el V100%>95% en los CTVs. La disminución de cobertura promedio es del 2% respecto al caso de 5mm. En cuanto a las parótidas, se reduce la dosis media en 1.9Gy al reducir el margen. Se ha comprobado también como la pérdida de peso de los pacientes tiende a aumentar la dosis media de las parótidas.

Antes de aplicar en la práctica diaria la reducción de márgenes, se debe aumentar la muestra y hacer estudios de correlación estadística incluyendo variables clínicas. Estas acciones, además del flujo descrito podrían ser útiles para establecer un protocolo de radioterapia adaptativa offline y con ello identificar pacientes candidatos a replanificación.

CONCLUSIONES

A partir de la acumulación de dosis basada en registro deformable se ha estudiado la viabilidad dosimétrica de reducir el margen CTV-PTV actual de 5mm a los 3mm propuestos. Los resultados preliminares son satisfactorios tanto en cobertura como toxicidad, pero pendientes de aumentar la muestra para trasladarlos a la práctica diaria.

Nº	Dosis prescripción (Gy)	Diferencia de peso (kg)	V100% CTV_LR Planificado (Gy)	V100% CTV_LR Acumulado (Gy)	V100% CTV_HR Planificado (Gy)	V100% CTV_HR Acumulado (Gy)	Dmedia PARÓT-IZDA Planificado (Gy)	Dmedia PARÓT-IZDA Acumulado (Gy)	Dmedia PARÓT-DCHA Planificado (Gy)	Dmedia PARÓT-DCHA Acumulado (Gy)	Dmáx MÉDULA ESPINAL Planificado (Gy)	Dmáx MEDULA ESPINAL Acumulado (Gy)
1	54/66	-11	99.82	96.29	100	99.18	18.32	20.6	18.79	26.1	32.17	34.16
2	54/66	-8	99.91	99.85	100	100.00	5.46	5.8	22.88	25.0	25.5	25.73
3	54/66	-8	99.99	99.81	99.66	99.38	19.06	18.6	19.31	21.8	32.31	34.60
4	54	0	99.76	99.24	-	-	15.39	16.0	18.14	19.4	26.9	29.96
5	54/60	0	99.82	98.85	100	99.93	8.59	8.5	11.71	11.3	28.92	29.78
6	54	0	99.69	95.78	-	-	13.4	13.6	4.22	4.4	13.91	14.05
7	54	0	99.59	97.97	-	-	19.07	21.8	18.18	20.7	18.56	19.53
8	54/60	-3	99.03	98.77	98.37	97.81	13.29	16.8	15.61	19.8	25.46	28.75
9	54/66	-8	97.29	99.62	98.99	100.00	21.46	28.6	21.47	28.2	22.43	22.03
10	54	-5	98.88	99.55	-	-	19.04	20.7	18.03	21.8	22.34	24.25
11	54/60	-1	99.77	92.89	99.02	88.00	24.74	22.15	24.55	25.25	27.98	29.54
12	54/64	0	100	100.00	99.77	98.20	23.47	24.85	24.33	22.61	29.15	32.32
13	54	0	99.75	94.74	-	-	16.81	14.99	7.92	8.58	15.14	15.39
14	54/64	-10	97.37	99.61	99.61	99.64	23.80	27.80	11.54	12.56	21.47	23.55
15	54/64	-6	99.75	96.46	99.98	94.13	12.96	16.19	11.9	17.46	14.3	14.52

		CTV_LR V100%		CTV_HR V100%		Parótida izquierda Dmedia		Parótida derecha Dmedia	
Nº	Dosis prescripción (Gy)	Acumulado 5mm (%)	Acumulado 3mm (%)	Acumulado 5mm (%)	Acumulado 3mm (%)	Acumulado 5mm (Gy)	Acumulado 3mm (Gy)	Acumulado 5mm (Gy)	Acumulado 3mm (Gy)
1	54/66	98.7	96.29	99.9	99.18	21.84	20.56	28.61	26.05
2	54/66	99.6	99.85	100.0	100.00	6.16	5.77	27.16	25.03
3	54/66	100.0	99.81	99.4	99.38	19.98	18.60	23.13	21.75
4	54	99.5	99.24	-	-	16.94	16.01	19.62	19.35
5	54/60	99.1	98.85	99.9	99.9	8.05	8.47	11.31	11.29
6	54	99.1	95.78	-	-	14.42	13.55	4.43	4.43
7	54	99.8	97.97	-	-	25.44	21.78	25.32	20.69
8	54/60	99.8	98.77	99.9	97.81	22.90	16.84	24.45	19.80
9	54/66	99.6	99.62	100.0	100.00	31.42	28.60	32.35	28.20
10	54	99.6	99.55	-	-	23.20	20.66	28.50	21.82
11	54/60	96.7	92.89	98.0	88.00	22.35	22.15	25.73	25.25
12	54/64	98.8	100.00	99.5	98.20	22.46	24.85	25.16	22.61
13	54	98.9	94.74	-	-	12.32	14.99	9.08	8.58
14	54/64	99.91	99.61	99.70	99.64	29.14	27.80	14.06	12.56
15	54/64	98.80	96.46	99.84	94.13	21.28	16.19	22.81	17.46
		Diferencia promedio:	-1.24%		-2.01%		-1.4 Gy		-2.46 Gy

ANÁLISIS DE LA TÉCNICA DE RESPIRACIÓN MANTENIDA DIBH EN RADIOTERAPIA DE CÁNCER DE MAMA IZQUIERDA

Sánchez Pérez, M. (1); Donis Gil, S. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Ruiz Aznar, M. (1); Miguel Pérez, D. (1); Soto Angona, R. (1); Montoya Armisen, P. (1); Pérez Gómez, F. (1); Villar Vázquez, C. (1); Del Castillo Belmonte, Á. (1); Alonso Hernández, D. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Pena Vaquero, S. (1); De Frutos Baraja, J. M. (1); Antón García, D. (1); Agulla Otero, M. (1); Torres Cabrera, R. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

INTRODUCCIÓN

La radioterapia de mama izquierda se ha asociado históricamente a un mayor riesgo de enfermedades cardiacas en mujeres jóvenes. El riesgo de cardiopatías a largo plazo se incrementa con la exposición incidental en corazón y arteria descendente anterior izquierda (LAD). La técnica de Inspiración Profunda Mantenida o DIBH (Deep Inspiration Breath Hold) reduce generalmente el porcentaje de corazón irradiado sin perder control sobre el tumor. Sin embargo, aunque la técnica se centre en el beneficio

cardiovascular, no debe despreciarse el efecto sobre el pulmón izquierdo. El objetivo de este trabajo es realizar un estudio comparado de dosimetrías de mama izquierda con respiración libre y respiración mantenida, atendiendo a corazón, LAD y pulmón izquierdo.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se presenta un análisis de las primeras dosimetrías realizadas en nuestro hospital con la técnica DIBH en tratamientos de mama izquierda con distintas prescripciones: 45.9 Gy/18fr, 40 Gy/15fr y mamas FAST, con y sin boost. Para todas las pacientes se realizaron dos CT de simulación (respiración libre y respiración mantenida), con el mismo rango longitudinal y cortes de 3 mm. Las simulaciones DIBH se llevaron a cabo con el sistema Varian RPM (Real-time Position Management). Todas las dosimetrías se realizaron con el planificador Eclipse de Varian y se compararon los histogramas dosis-volumen para cada paciente. Todas las pacientes se posicionaron para el tratamiento mediante el sistema AlignRT.

RESULTADOS

Se observa una disminución promedio de la dosis máxima sobre corazón y LAD del 50% y 55%, respectivamente, así como reducciones de hasta el 80% sobre ambos. En cambio, el análisis de dosis en pulmón izquierdo muestra una mayor variabilidad, obteniendo casos con mínimo beneficio (5%) y casos con un empeoramiento significativo (20% de dosis adicional en técnica DIBH frente a respiración libre). Por último, se ha aplicado la técnica sobre mama con irradiación de regiones ganglionares, disminuyendo la dosis máxima sobre corazón y pulmón en un 8% y 7%, respectivamente.

DISCUSIÓN

Se ha observado un beneficio significativo en el 95% de las dosimetrías realizadas en nuestro hospital, reduciendo dosis máxima y media sobre corazón y LAD. La disminución del porcentaje de corazón irradiado enfatiza el valor de la técnica en este tipo de tratamientos. Sin embargo, la variabilidad de los resultados sobre pulmón izquierdo acentúa la importancia de la anatomía del paciente. Los resultados del estudio sugieren aplicar la técnica DIBH en tratamientos de mama con irradiación de regiones ganglionares, en las que previsiblemente se obtendrá una reducción global de dosis en pulmón. Asimismo, la técnica DIBH en radioterapia de lado derecho podría reducir de igual manera la dosis máxima y media en hígado. Este estudio continúa ampliándose en la actualidad para incrementar la estadística del análisis.

CONCLUSIÓN

La técnica DIBH sobre radioterapia de mama izquierda muestra importantes beneficios dosimétricos sobre arteria descendente anterior izquierda y corazón, lo que implica una reducción del riesgo de cardiopatías. Por otra parte, no se obtiene una tendencia evidente para el pulmón izquierdo, observándose una gran dependencia con la anatomía de cada paciente.

REVISIÓN DE DESPLAZAMIENTOS EN RADIOCIRUGÍA Y RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA FRACCIONADA

Díaz Tomé, L. (1); Guerrero Blanca, J. A. (1); Fernandez Albarrán, J. Á. (1); Moreno Saiz, C. (1)
(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

INTRODUCCIÓN

La radiocirugía (RC) y la radioterapia estereotáxica fraccionada (RTEF) son técnicas de tratamiento de gran precisión, ya que se administran dosis elevadas de radiación y/o existe una gran cercanía del volumen blanco a órganos de riesgo, siendo necesario un posicionamiento óptimo del paciente. El objetivo de este trabajo es verificar la eficiencia del inmovilizador de Elekta™ y comprobar que, aunque es un inmovilizador no invasivo basado en máscaras termoplásticas y molde bucal, cumple con los requisitos necesarios.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan los desplazamientos y rotaciones de 42 radiocirugías y 158 sesiones de RTEF, tratadas desde 2020 en nuestro centro. En el TC de simulación se realiza la máscara termoplástica y el molde bucal y se emplean dos marcos para definir las referencias de posicionamiento del paciente. Con el primero de ellos, se mide la distancia de dicho marco a la superficie del paciente y, con el segundo, se define el origen de coordenadas. En la sesión de tratamiento, los desplazamientos y rotaciones del paciente son registrados y corregidos tras la comparación de las imágenes de referencia con el CBCT. Si fueran mayores de ±2 mm y ±1° para RC, y ±3 mm y ±2° para RTEF, el paciente sería reposicionado. Además, se calcula la magnitud del vector desplazamiento para analizar los movimientos de traslación en su conjunto. Con estos datos se realiza un diagrama de cajas y bigotes de las magnitudes estudiadas y se obtienen los parámetros estadísticos. También se analizan estos datos para el CBCT post-tratamiento realizado en 18 de las RC con el objeto de estudiar el movimiento intrafracción.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 1, donde se han indicado todos los parámetros calculados para cada dirección de traslación y eje de rotación para RC y RTEF. No hay desviaciones sistemáticas en ninguna de las direcciones de las traslaciones ni de los ejes de rotación y la media de la magnitud del vector desplazamiento y las rotaciones resultan ser menores en RC que en RTEF. Asimismo, los desplazamientos observados en el CBCT post-tratamiento son inferiores al milímetro.

DISCUSIÓN

La discrepancia entre la media del vector desplazamiento y las rotaciones para RC y RTEF indica que el sistema de inmovilización con molde bucal en RC asegura una menor variabilidad en la posición del paciente. Por otra parte, los desplazamientos requeridos en el CBCT post-tratamiento ponen de manifiesto que el movimiento intrafracción es despreciable. Para todos los parámetros se cumple con la tolerancia impuesta para estos tratamientos, además de encontrarse resultados comparables con aquellos expuestos en la bibliografía [1].

CONCLUSIONES

El sistema de inmovilización de Elekta permite mantener la precisión requerida en RC y RTEF. Se plantea el uso del molde bucal también en RTEF, siempre que el paciente lo tolere. El CBCT post-tratamiento podría considerarse prescindible, dado que los desplazamientos y rotaciones registrados tras su realización se encuentran en las décimas de milímetro y grado.

BIBLIOGRAFÍA

[1] DOI:10.1002/ACM2.12251.

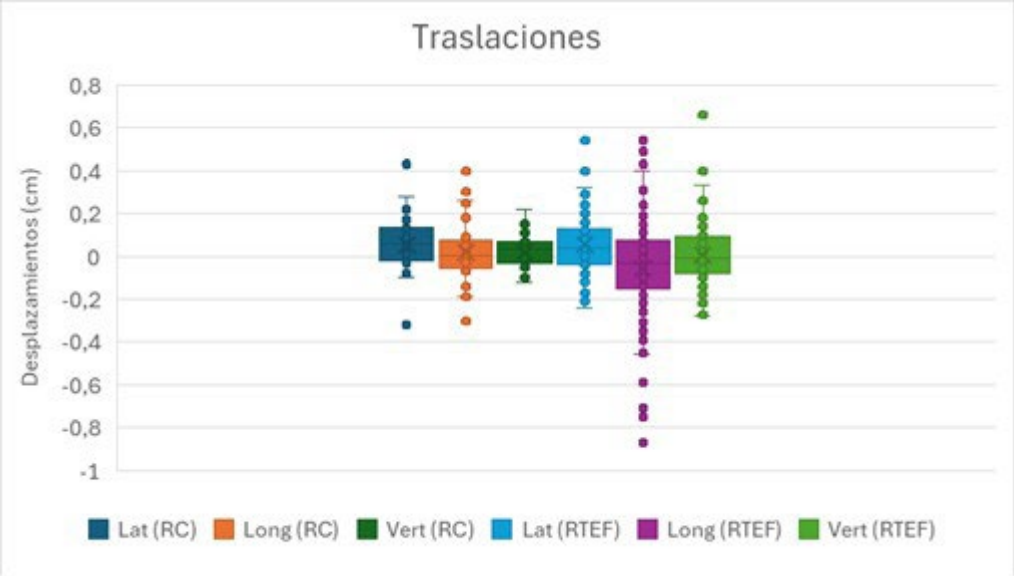


Figura 1: gráfico resumen de los desplazamientos y rotaciones en RC y RTEF

	Lat (cm)	Long (cm)	Vert (cm)	Rot x (°)	Rot y (°)	Rot z (°)	Vect. Desp. (cm)
				RC pre tratamiento			
Media	0,110	0,099	0,060	0,398	0,405	0,493	0,188
Desv. Est.	0,098	0,101	0,046	0,376	0,411	0,451	0,108
Mediana	0,055	0,005	0,030	-0,050	0,000	0,000	0,162
Máximo	0,430	0,400	0,220	1,300	1,900	2,100	0,456
				RC post tratamiento			
Media	0,021	0,039	0,025	0,174	0,153	0,216	0,057
Desv. Est.	0,015	0,050	0,028	0,290	0,125	0,325	0,055
Mediana	0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,032
Máximo	0,050	0,190	0,110	0,800	0,500	0,900	0,220
				RTEF pre tratamiento			
Media	0,109	0,154	0,094	0,757	0,716	0,946	0,240
Desv. Est.	0,090	0,152	0,083	0,713	0,551	0,803	0,157
Mediana	0,040	-0,035	-0,010	-0,100	-0,300	-0,600	0,187
Máximo	0,540	0,870	0,660	2,900	2,500	3,000	0,896

Tabla 1: Cuadro con los parámetros estadísticos para desplazamientos y rotaciones en todos los casos estudiados

COLOCACIÓN EN MAMAS: TATUAJES VS. SGRT

Muñoz Bruque, Á. (1); Segovia Brome, R. M. (1); Collado Soto, A. (1); Ortiz Seidel, M. (1)
(1) H. U. Virgen Macarena

INTRODUCCIÓN

Los sistemas SGRT (Radioterapia Guiada por Superficie), detectan la superficie del paciente a través de cámaras colocadas en la sala de tratamiento. Ésta se compara con otra de referencia, ayudando a la colocación del paciente. Esta tecnología resulta más ventajosa cuando el PTV coincide con la superficie del paciente como es en el caso del cáncer de mama.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha realizado un estudio con 1021 pacientes de cáncer de mama, comprendidos entre 2019 y 2024, para determinar si existe una mejora significativa en la colocación con SGRT frente a la tradicional con tatuajes. Para ello se han comparado los desplazamientos sugeridos por el sistema de CBCT tras el posicionamiento con ambos métodos. Primero, los datos se dividen en dos conjuntos, determinados por la fecha de instalación de la SGRT. Posteriormente, se obtienen las distribuciones para cada coordenada, y se realiza el test U de Mann-Whitney [1] para determinar si existe diferencia significativa entre ellas. El estudio se ha realizado en el H. U. Virgen Macarena de Sevilla con el sistema AlignRT de VisionRT en aceleradores Elekta Versa HD y Elekta Infinity, extrayendo la información de la base de datos de Mosaiq.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 se haya la comparación entre las distribuciones de los desplazamientos antes y después de la instalación de la SGRT para cada una de las coordenadas. Se observa como en todos los casos, la mediana se acerca a cero, el rango intercuartílico y los bigotes se reducen implicando una mayor concentración de los datos, y en general tenemos un menor número de outliers. Estos hechos parecen indicar una mejoría en la colocación de los pacientes.

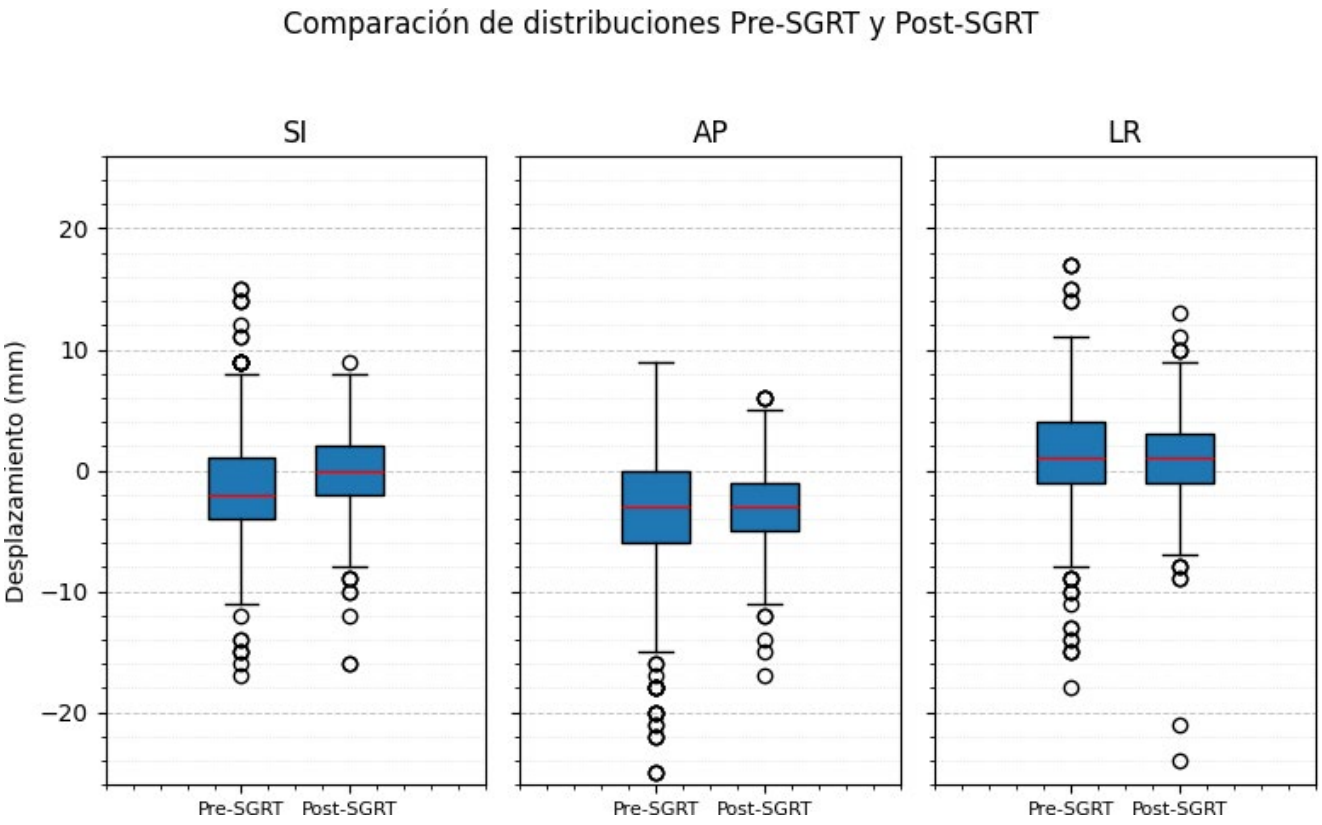


FIGURA 1: Boxplot de las distribuciones pre- y post-SGRT.

Para cerciorarse de ello, se realiza el test U de Mann-Whitney [1] cuya hipótesis nula defiende que los datos recogidos de ambos periodos corresponden a la misma distribución. En la tabla 1 vemos el resultado de dicho test junto con otros valores de interés, para las tres dimensiones y el módulo del vector. La dirección que consigue una mejoría importante es la longitudinal, seguida por la lateral. En cuanto a la dirección vertical, se puede afirmar con una confianza del 95% que existe una diferencia significativa, sin embargo es la que menos saca ventaja con un p-value cercano a 0,05. Además, se observa que en general la mesa demanda un desplazamiento en la dirección anterior, que puede estar relacionado con una relajación subsiguiente a la colocación e independiente del sistema empleado.

Distribución Post-SGRT - Pre-SGRT

Dirección	Mediana (mm)	Mejora	95.4% CI (mm)	p-value
SI	-1.3	83.2%	[-1.7, -0.9]	1.6e-18
AP	-0.6	16.2%	[-1.0, -0.2]	3.3e-02
LR	-0.5	40.5%	[-0.8, -0.1]	4.4e-04
Magnitud	-2.0	26.1%	[-2.4, -1.7]	6.4e-49

TABLA 1: Distribución resta Post-SGRT–Pre-SGRT, p-value del test U de Mann-Whitney.

CONCLUSIONES

Con 1021 pacientes de cáncer de mama estudiados, se puede concluir que el sistema de SGRT en el H.U. Virgen Macarena ha provisto una mejora global en el posicionamiento del 26.1 %, siendo la dirección vertical la menos beneficiada.

REFERENCIAS

[1] .B. MANN AND D.R. WHITNEY. THE ANNALS OF MATHEMATICAL STATISTICS, VOL. 18, PP. 50-60, 1947.

[2] D'AGOSTINO, R. AND PEARSON, E. S. BIOMETRIKA, 60, 613-622, 1973.

NIVELES DE ACCIÓN PERSONALIZADOS PARA ERRORES DE POSICIONAMIENTO EN RADIOTERAPIA

Muñoz Bruque, Á. (1); Segovia Brome, R. M. (1); Collado Soto, A. (1); Ortiz Seidel, M. (1)
(1) H. U. Virgen Macarena

INTRODUCCIÓN

En Radioterapia, existen infinidad de fuentes de incertidumbre que ponen en duda la correcta distribución de la dosis planeada al CTV. Por ello, es importante utilizar los sistemas de IGRT para reducirla al mínimo. Además, conviene definir unos niveles de acción personalizados para cada centro, que ayuden a decidir cómo actuar tras observar los desplazamientos que el registro de imágenes del CBCT sugiere, como por ejemplo realizando otra imagen, evaluando el error sistemático usando imágenes anteriores, o parar el tratamiento para comprobar si se trata de un error de planificación o similar.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha realizado un estudio con pacientes de cáncer de cabeza y cuello, mama, próstata, pulmón y recto, comprendidos entre 2019 y 2024, con el fin de determinar unos niveles de acción personalizados. Para ello, se obtienen las distribuciones por coordenada y patología, y se ajustan a una gaussiana. Así, aproximadamente el 95.4% de los pacientes estarán comprendidos entre $\mu \pm 2\sigma$, y en torno al 99.7% entre $\mu \pm 3\sigma$, definiendo dos niveles de acción por patología. Este análisis se ha realizado en el H. U. Virgen Macarena de Sevilla en aceleradores Elekta Versa HD y Elekta Infinity, extrayendo la información de la base de datos de Mosaiq.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 se ven representados los intervalos correspondientes a los niveles de confianza del 95.4% y 99.7% de las distribuciones de los desplazamientos, así como las medias, para las diferentes patologías estudiadas. Gracias a esta información, podemos definir tres niveles de acción ante el desplazamiento (x) que demanda el CBCT:

1. $x \in [\mu - 2\sigma, \mu + 2\sigma] \Rightarrow$ Se entiende que el desplazamiento del paciente es normal pues se encuentra entre el 95.4 %.
2. $x \in [\mu - 3\sigma, \mu - 2\sigma] \cup [\mu + 2\sigma, \mu + 3\sigma] \Rightarrow$ El desplazamiento pertenece a un 4.3% de los datos. Se podría realizar otra imagen, o evaluar el error sistemático de imágenes anteriores.
3. $x \not\in [\mu - 3\sigma, \mu + 3\sigma] \Rightarrow$ El desplazamiento pertenece a un 0.3 %, por lo que es bastante anómalo. Se recomienda recolocar al paciente de nuevo y comprobar si ha habido algún error de planificación o similar.

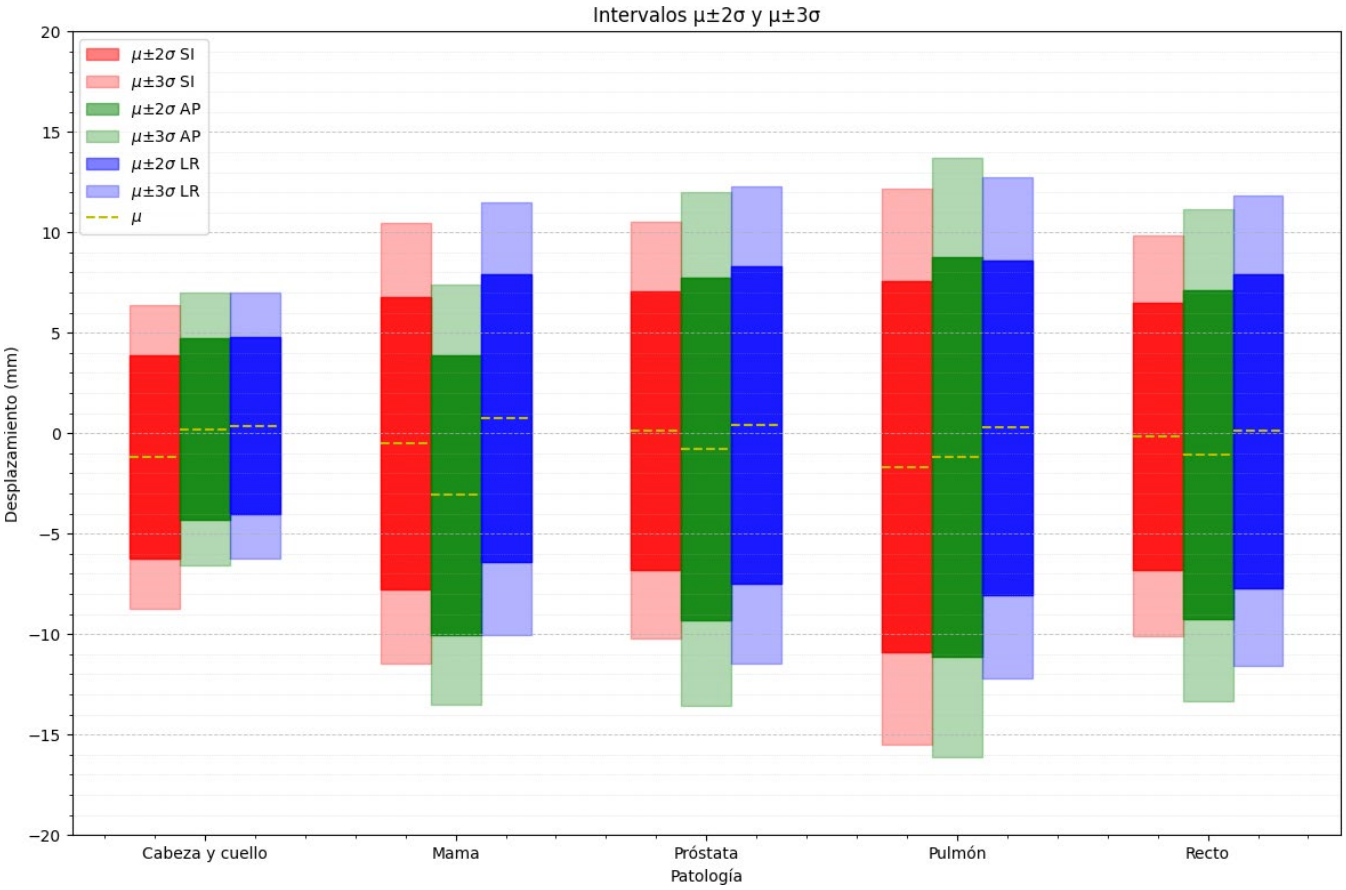


FIGURA 1: Intervalos μ ± 2σ y μ ± 3σ de las distribuciones de los desplazamientos para diferentes patologías.

En la tabla 1, se presentan resumidos el valor máximo de los intervalos para ambos niveles de acción, con el fin de proporcionar una consulta rápida para tomar la decisión adecuada. Como era de esperar, los desplazamientos más pequeños se adquieren en los cabeza y cuello ya que las máscaras son un buen inmovilizador, siendo la dirección longitudinal la más alta por un menor control en el pitch.

Niveles de acción

Patología	Nº pac.	SI (mm) ±2σ|±3σ	AP (mm) ±2σ|±3σ	LR (mm) ±2σ|±3σ
Cabeza y cuello	232	6 | 9	5 | 7	5 | 7
Mama	1049	8 | 11	10 | 14	8 | 11
Próstata	873	7 | 11	9 | 14	8 | 12
Pulmón	186	11 | 16	11 | 16	9 | 13
Recto	99	7 | 10	9 | 13	8 | 12

TABLA 1: Niveles de acción estimados.

CONCLUSIONES

Los niveles de acción personalizados obtenidos en este análisis, ayudarán a cualquier decisión futura, por lo que es importante mantenerlos actualizados.

REFERENCIAS

[1] ON TARGET: ENSURING GEOMETRIC ACCURACY IN RADIOTHERAPY. LONDON: THE ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGISTS, 2008.

OPTIMIZACIÓN DE CONTORNOS EXTERNOS EN ECLIPSE, RAYSTATION Y ELEMENTS PARA RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE CON EXACTRAC DYNAMIC

Reguilón Martín, A. (1); Astudillo Olalla, R. (2); Fabregat Borras, R. (1); Suarez Álvarez, N. (1); Gutierrez Ruiz, M. (1); Uzquiza López, J. (1); Ropero Real, A. (1); Alonso Muriedas, J. (3); Pinto Guevara, F. (1); Ga, M. (1); Vázquez Rodriguez, J. A. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Delgado Tapia, P. (1); Raba Diez, J. I. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; (2) Hospital Universitario de Navarra; (3) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

Las técnicas de Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT) permiten detectar la superficie del paciente empleando radiación no ionizante que es proyectada, reflejada o emitida por la superficie del paciente permitiendo controlar su posicionamiento y movimientos durante los tratamientos.

El dispositivo Brainlab Exactrac Dynamic (ETD) es un sistema de Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT) que usa la thermal 4D camera y un sistema de rayos X estereoscópico, empleando como referencia el contorno externo (BODY) de los pacientes. El objetivo de este trabajo es determinar el umbral de Unidades Hounsfield (HU) apropiado para generar el BODY de los pacientes en los planificadores (TPS) de Eclipse (Varian), RayStation (Raysearch Laboratories) y Elements (Brainlab) optimizando su sistema de SGRT frente al de rayos X y observar las diferencias en la generación del BODY en diferentes TPS.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza un estudio de tomografía computarizada al maniquí Cranial Verification Phantom posicionado con la máscara Cranial 4Pi Immobilization Mask (Brainlab) en un equipo LightSpeed RT de General Electric. Sobre estas imágenes se crearon: 13 BODY en Eclipse modificando el HU entre -150 HU y -960 HU, 14 BODY en Raystation modificando el HU entre -50 HU y -960 HU y 16 BODY en Elements modificando el HU entre -200 HU y -950 HU.

El maniquí se posicionó tres veces para cada BODY en un equipo TrueBeam (Varian). Se usó la SGRT para el posicionamiento y los RX como posicionamiento de referencia. Los desplazamientos que sugiere esta segunda técnica muestran la exactitud de la técnica SGRT de ETD.

Para unificar las medidas entre diferentes días, los vectores desplazamiento se dividieron entre el factor de calibración diario. Además, se calculó un intervalo de confianza que proporciona un rango de umbrales de HU que se consideran óptimos. Se empleó un test Mann-Whitney (M-N) para analizar las diferencias entre planificadores.

RESULTADOS

Los vectores de desplazamiento mínimos que se obtienen a partir del ajuste cúbico para cada planificador son 0.9±0.1mm (Eclipse), 0.7±0.1mm (RayStation) y 0.8±0.1mm (Elements). Se determinó que los umbrales de HU óptimos son -828 ± 9HU, -714±6HU y -574±3HU para Eclipse, RayStation y Elements, respectivamente; aunque con una confianza del 95% se pueden emplear los intervalos [-973HU, -665HU], [-999HU, -525HU] y [-787HU, -385HU].

La representación de los desplazamientos normalizados frente al umbral de HU se muestra en la figura 1.

Los valores p del test de Mann-Whitney (Tabla 1) mostraron que existen diferencias estadísticamente significativas entre Eclipse y RayStation y Elements. Estos dos últimos no mostraron diferencias significativas entre ellos.

DISCUSIÓN

Aunque los tres planificadores muestran desplazamientos mínimos parecidos, los valores óptimos son considerablemente diferentes. Del test M-N se ha observado que Elements y RayStation proporcionan un umbral óptimo de HU estadísticamente similar y con un valor mínimo parecido, por lo que son los más apropiados para la generación del BODY.

CONCLUSIONES

Modificar el umbral de HU de los BODY al valor óptimo nos permitirá mejorar el posicionamiento de los pacientes con el dispositivo ETD. Los planificadores más apropiados son RayStation y Elements según este estudio.

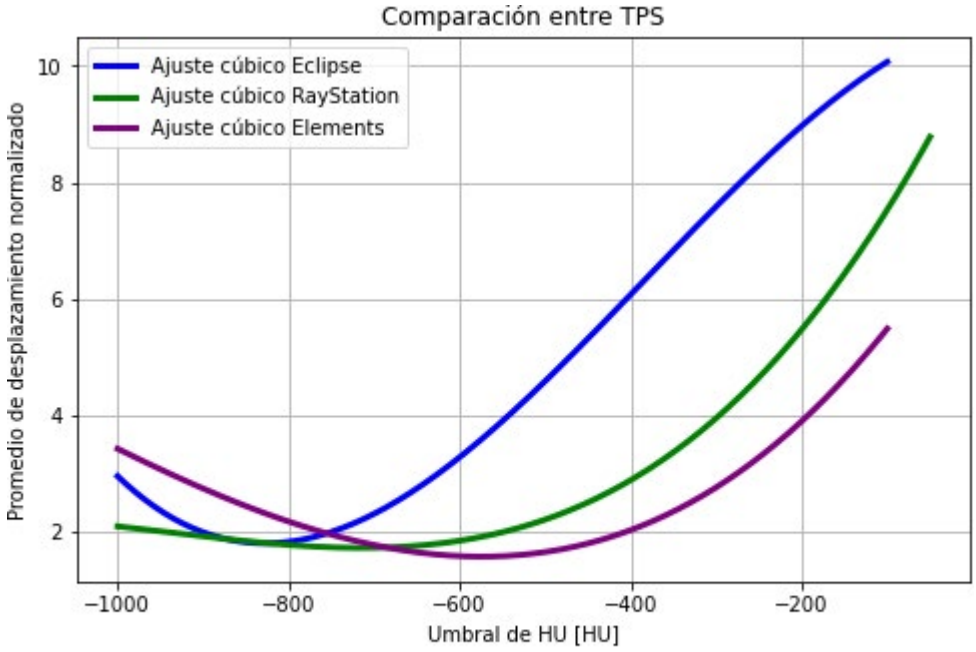


Figura 1: Análisis del ajuste cúbico del umbral de HU utilizados para generar el BODY en Eclipse, Raystation y Elements.

TPS	Eclipse	Raystation	Elements
Eclipse	-	0,0171	0,0341
Raystation	0,0171	-	0,7239
Elements	0,0341	0,7239	-

Tabla 1: resultados p del test de Mann-Withney para los tres planificadores. El planificador Eclipse muestra diferencias significativas con los otros dos. Los planificadores de Raystation y de Elements son estadísticamente equivalentes, convirtiéndose en los más apropiados por tener también los desplazamientos mínimos.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA APLICACIONES CLÍNICAS, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

CLASIFICACIÓN AUTOMÁTICA DE IMÁGENES TC4D EN FASES RESPIRATORIAS SIN HERRAMIENTAS DE SEGUIMIENTO EXTERNAS

Ruiz García, E. (1); Torres Donaire, J. (1); Rivas Morales, J. J. (1); Zambrano Salas, E. (1); Zapata Jiménez, J. C. (1)
(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

INTRODUCCIÓN

Disponer de imágenes clasificadas por ciclo respiratorio con SGRT presenta dificultades relacionadas con los pacientes y con los propios sistemas si la amplitud es pequeña, como ocurre en pacientes inmovilizados con compresión abdominal. El objetivo es presentar un método de obtención sin SGRT de un TC4D, basado en el análisis de imágenes TC y validar su uso en la descripción del movimiento del GTV en SBRT de pulmón.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se simula el tratamiento con compresor torácico “Breathing Damping” (SIHO) para limitar el movimiento respiratorio en un TC Canon AquilionLB. Éste dispone de un modo de adquisición “dynamic”, que reconstruye imágenes temporales de un mismo corte mediante una adquisición axial, que consta de:

- N campos axiales de 32 mm con un ancho de corte de 2 mm.
- En cada uno de los N campos, reconstucción de imágenes cada 0.5 segundos durante 8 segundos, es decir, 17 imágenes temporales

Disponemos en total de 16 x 17 x N imágenes de TC, donde la superficie del paciente se irá modificando debido a la respiración. Se analizarán las imágenes para poder caracterizar el ciclo respiratorio del paciente:

- Se generará en cada corte axial una línea de píxeles $pix_{1...n}$ con valores mayores de -350 HU, definiendo así la línea de superficie (parte superior de la figura 1).
- A su vez, teniendo en cuenta la parte temporal, tendremos $pix_{1...n,j}$ con $j = 1...17$ líneas de superficie por cada corte axial.

Si se definen las diferencias temporales de los mismos píxeles como $d_{1...n,j}$ con $j = 1...16$:

$$d_{1...n,j} = pix_{1...n,j+1} - pix_{1...n,j}$$

Para obtener un valor puntual de este conjunto diferencias definiremos:

$$T_j = /frac/sum_{i=1}^{n} d_{i,j} n$$

Si tenemos en cuenta los $k = 1...16$ cortes espaciales de cada campo, obtendremos un conjunto $T_{j,k}$ (parte inferior figura 1) de cada uno de los N campo axiales.

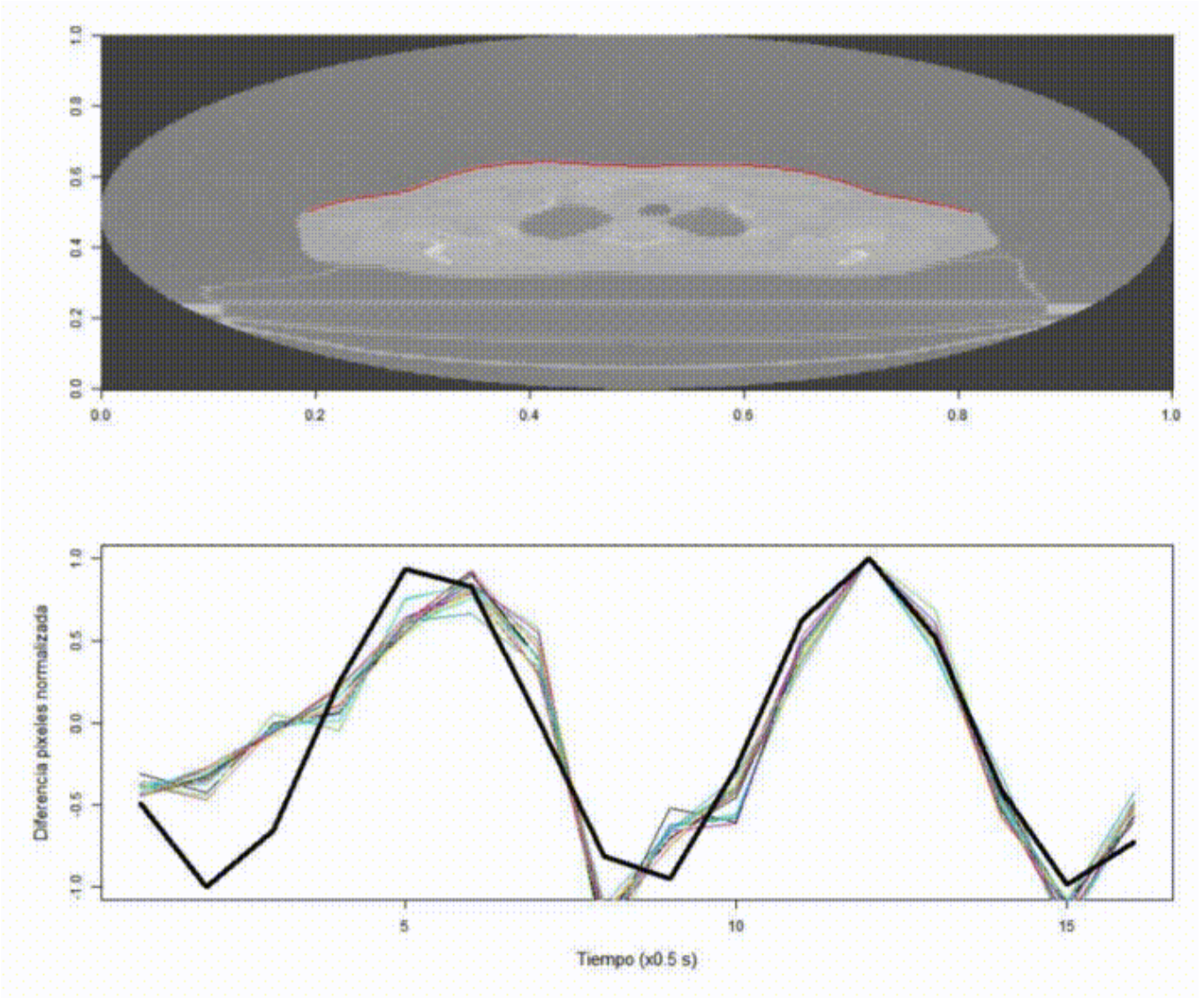


FIGURA 1. *En la parte superior se observa un corte axial de cada campo con la línea de píxeles mientas que en la inferior su ciclo respiratorio obtenido mediante el método descrito (curvas de colores* $T_{j,k}$ *y curvas negras del ajuste de cada campo).*

El siguiente paso será realizar una media de los valores definidos por cada corte axial k:

$$F_j = /frac/sum_{k=1}^{n} T_{j,k} n$$

Obteniendo así un conjunto de valores medios que representan al campo completo. Realizando un ajuste por mínimos cuadrados para para cada campo N de $F_{j,N}$ podemos obtener los parámetros necesarios para representar el ajuste los datos como una función sinosoidal en cada campo (ver FIGURA 1):

$$y_N(/lambda_N) = A_N sin(/frac 2/pi/lambda_N t + /theta_N)$$

RESULTADOS

En la figura 2 se presentan los valores obtenidos de la longitud de onda media $/overline/lambda_N$ y su desviación estandar del ciclo respiratorio de cada paciente. Se ha obtenido un valor medio de 3.2 segundos para el conjunto de los pacientes.

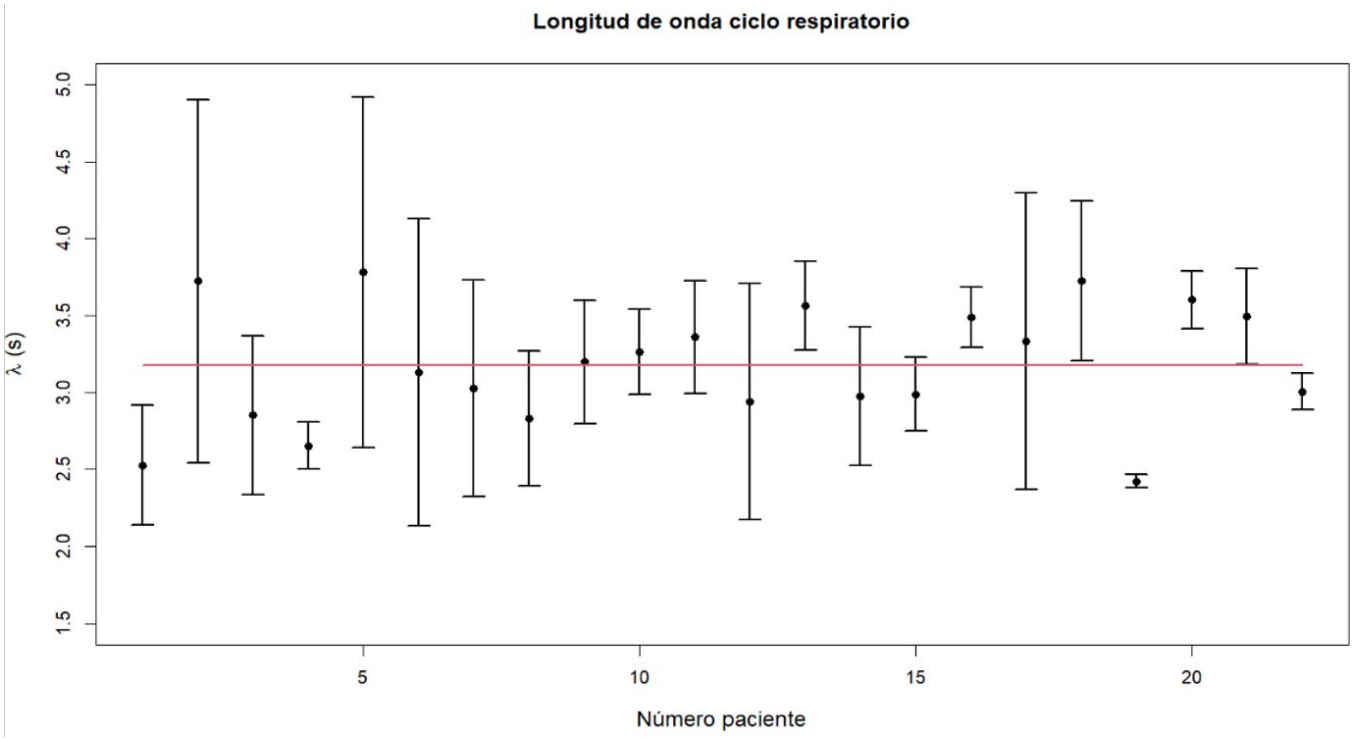


FIGURA 2

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los valores de $/overline/lambda_N$ obtenidos muestran unos valores similares a los valores estándares de la bibliografía, por lo que se puede concluir que el método desarrollado permite la caracterización del ciclo respiratorio del paciente y por tanto de los movimientos del GTV, incluso en condiciones de baja amplitud. Esto permite disponer de TC4D con fases reconstruidas y bien caracterizadas dentro las incertidumbre propias de la metodología.

CARACTERIZACIÓN Y COMISIONADO DE UN ESCÁNER ÓPTICO 3D PARA APLICACIONES CLÍNICAS EN RADIOTERAPIA

Ochoa Caparrós, J. (1); Parreño Sánchez, J. C. (1); García Costa, B. (1); Oliver Cañamás, L. (1); Bonaque Alandí, J. (1); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

La incorporación de escáneres 3D para su uso en el campo de la radioterapia ofrece ventajas notables, tanto para la creación de elementos personalizados como bolus, como para la optimización del posicionamiento del paciente.

En nuestro centro, el escáner genera imágenes que pueden ser importadas y manejadas por el sistema de planificación RayStation (Raysearch, Suecia), para diseñar bolus personalizados sin necesidad de realizar una imagen de CT previa para este cometido. De esta forma se consigue optimizar tiempos y reducir la dosis recibida por el paciente.

Antes de su empleo en la clínica, es recomendable evaluar y caracterizar el dispositivo para asegurarnos de que garantiza una suficiente precisión geométrica y capacidad de registrar y ajustarse a superficies complejas. En este trabajo se detalla la caracterización de un escáner óptico 3D (EinScan Pro 2X) del Servicio de Radiofísica del Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón (CHPCS).

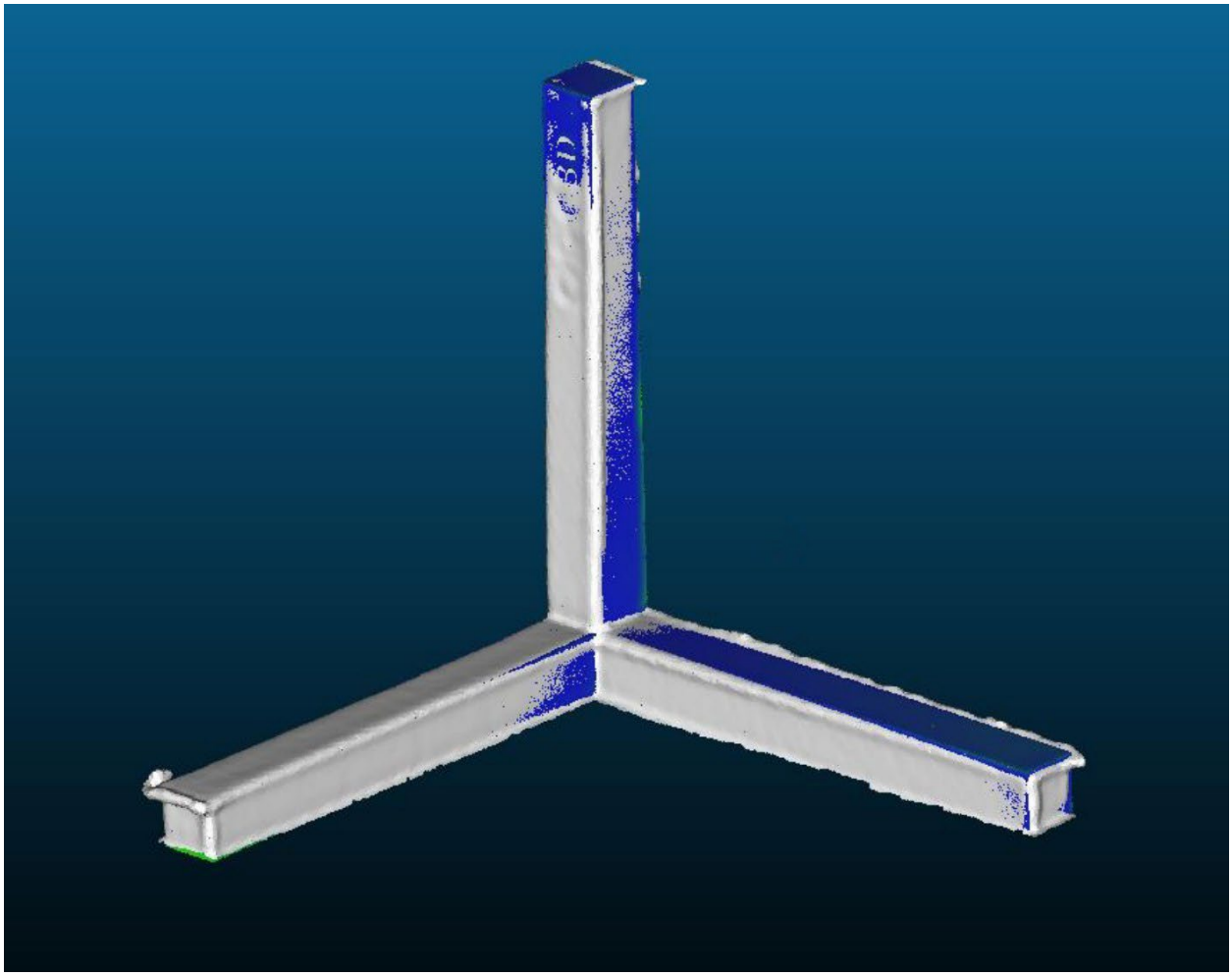
MATERIAL Y MÉTODOS

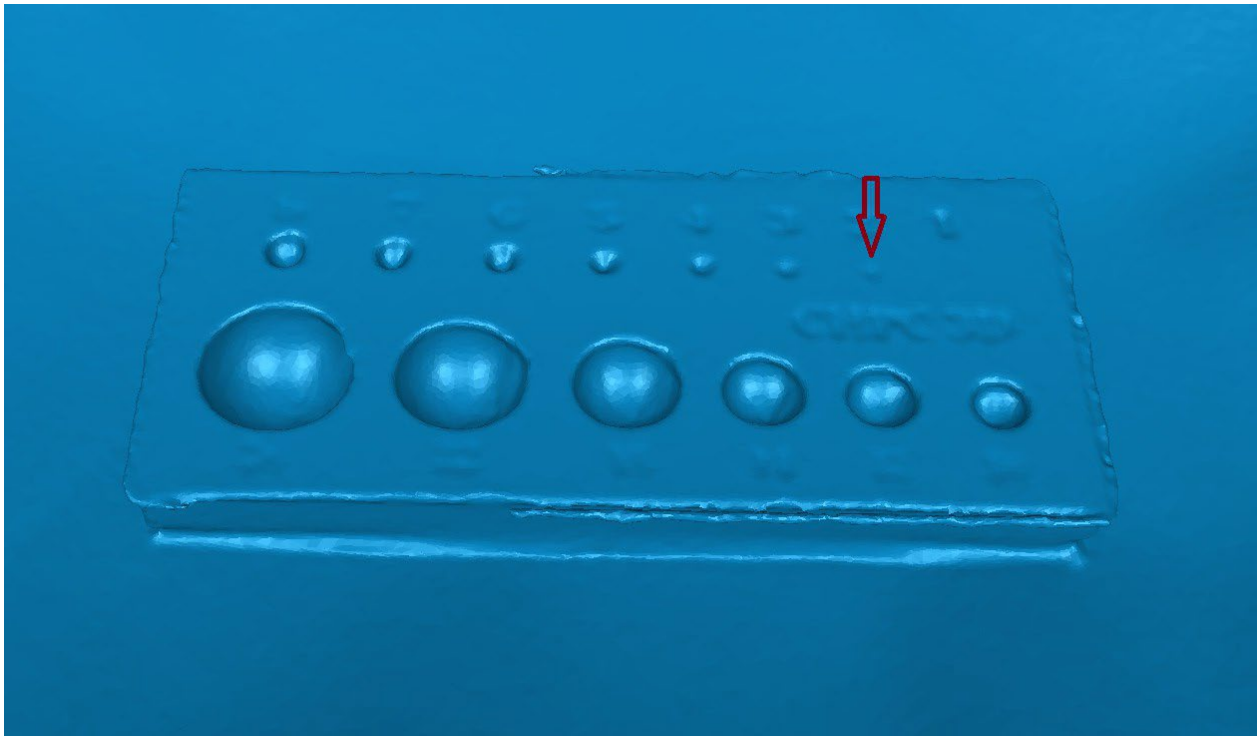
Para caracterizar el escáner se han fabricado dos maniquíes con impresión 3D:

- Maniquí cartesiano: consistente en tres ejes perpendiculares de 10,000 ± 0,005 cm de longitud para evaluar la precisión de escala del escáner y su repetibilidad (FIGURA 1).
- Maniquí de cavidades semiesféricas de diámetros comprendidos entre 26 y 1 mm para estudiar la capacidad del escáner de reproducir estructuras de diferente tamaño y profundidad (FIGURA 2).

Se estudia la influencia de la iluminación, brillo y color en la calidad del escaneo producido. La repetibilidad de los resultados se evalúa adquiriendo múltiples modelados en condiciones similares.

El software utilizado para procesar las adquisiciones es ExScan (Shining3D, China), y CloudCompare (open-source, Francia) para el análisis de resultados. En este análisis se realiza un registro rígido entre el modelo real y el muestreado de los maniquíes, y se obtiene la distancia mínima (dmin) promedio entre puntos de ambos mallados.





RESULTADOS

Las pruebas realizadas muestran una alta correlación entre las dimensiones escaneadas y las de referencia, con un error de escala máximo de 0.7 %. Se ha observado un error sistemático de entre 0,5 y 1 mm en las distancias escaneadas. Del análisis de registro rígido entre los modelados reales y obtenidos por el escáner se obtuvo una dmin media de 0,2±0,9 mm. El escáner demuestra alta repetibilidad en los escaneos, proporcionando valores consistentes entre distintas adquisiciones. Los modelados se importan correctamente en el planificador, manteniendo la escala del mallado original.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos demuestran que el escáner óptico 3D cumple con las exigencias de precisión y fiabilidad necesarias para su aplicación en la práctica clínica. Esto posibilita su uso para el diseño de bolus personalizados, y con ello para la optimización del tratamiento. Además, se ha establecido un estado de referencia inicial y un protocolo de control de calidad, que permite evaluar el estado del escáner a lo largo de su vida útil en el servicio.

CONCLUSIONES

Los resultados indican que el escáner caracterizado cumple con las necesidades de precisión y resolución requeridos en la práctica clínica de la radioterapia, permitiendo su integración en el flujo de trabajo.

EXACTITUD DEL CÁLCULO DE ROTACIONES PARA EL POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE EN EL SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC

Serrano Rueda, S. (1); Cases Copestake, C. (1); Saez Beltran, J. (1)
(1) Hospital Clínic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

El posicionamiento preciso del paciente es crítico en radioterapia estereotáctica intracraneal, donde desviaciones angulares mínimas pueden generar errores en la distribución de dosis con impacto clínico. El sistema ExacTrac Dynamic (ETD, BrainLab) utiliza imágenes estereoscópicas de kV que permiten realizar correcciones 6D a la posición del paciente. El flujo de posicionamiento con ETD es totalmente automatizado mediante un algoritmo de registro anatómico desarrollado por el fabricante, lo que imposibilita el uso de maniquíes homogéneos estándar para validación. Este trabajo evalúa la capacidad del ETD para cuantificar rotaciones programadas en un maniquí antropomórfico cuyo CT ha sido modificado.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un maniquí antropomórfico de cabeza (BrainLab) escaneado mediante TC. Sobre la imagen base, se generaron 32 series DICOM con rotaciones conocidas en tres ejes (alabeo, cabeceo, guiñada) en Python. Se incluyeron rotaciones simples alrededor de un único eje (entre -3° y +3°) y también rotaciones combinando los tres ejes. El maniquí se posicionó inicialmente sin rotación mediante registro ETD a su imagen de CT original.

Cada plan de tratamiento, con su respectiva rotación conocida, se cargó en ETD utilizando las imágenes modificadas como referencia. El sistema realizó registros automáticos comparando la posición actual del maniquí con la referencia (Figura 1). La exactitud se evaluó mediante la diferencia entre las rotaciones calculadas por el ETD y los valores modificados digitalmente.

RESULTADOS

ETD mostró una excelente precisión angular en todos los escenarios analizados. En rotaciones simples, los errores fueron ≤0.1° (promedio: 0.03°). Para combinaciones, fueron ≤0.2° (promedio: 0.1°).

La correlación entre rotaciones aplicadas y medidas fue excelente ($1\text{-}R^2<1E\text{-}7$), con todos los puntos alineados en la recta identidad (Figura 2).

DISCUSIÓN

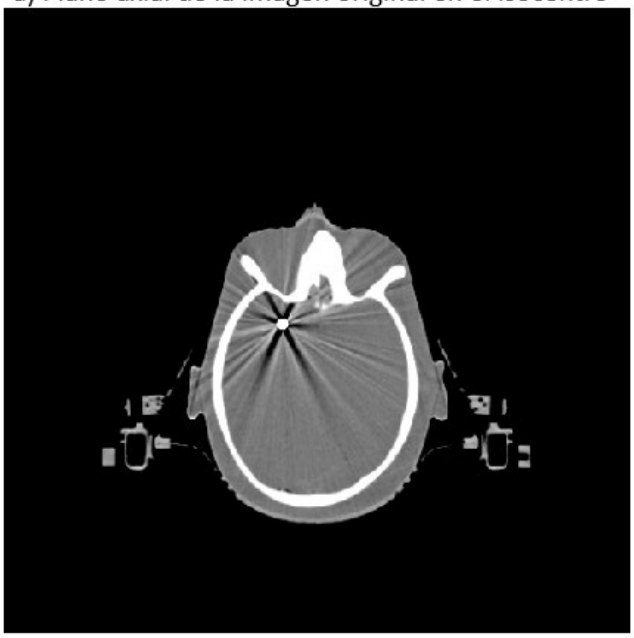
Los resultados demuestran que el sistema ETD tiene una excelente exactitud en la detección de rotaciones, tanto para pequeñas correcciones angulares (<0.5°) como grandes (>2°) en situaciones simples y combinadas. Esto respalda su uso clínico en tratamientos estereotácticos de lesiones pequeñas alejadas del isocentro, donde las desviaciones angulares en el posicionamiento pueden producir errores en la distribución de las dosis clínicamente significativas.

Sin embargo, este análisis presenta ciertas limitaciones. No se evaluaron diferentes posiciones de isocentro que podrían modificar la información disponible para el registro automático en ETD. Tampoco se evaluó el impacto de las rotaciones de mesa sobre el registro, ya que todos los planes fueron con la camilla a 0°. Finalmente, no se evaluó el impacto en el registro automático de las distintas calidades de las DRR usadas para el registro, así como la posible exclusión de zonas anatómicas específicas.

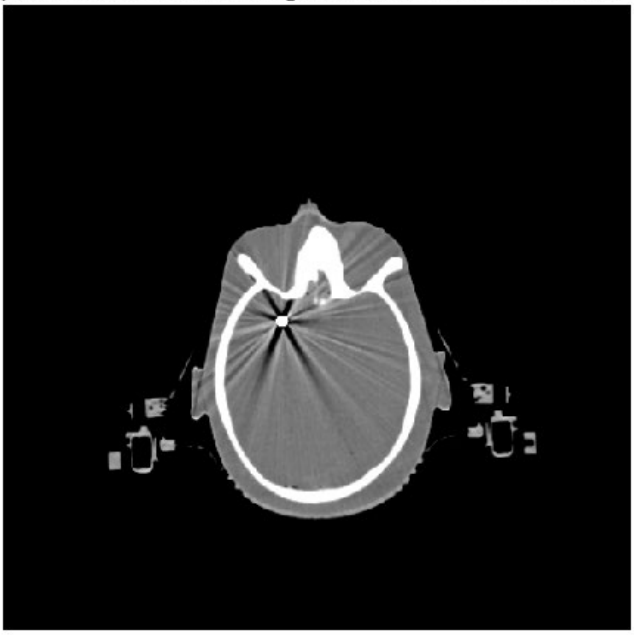
CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un procedimiento que permite evaluar de manera satisfactoria la exactitud de ETD en el cálculo de rotaciones imponiendo artificialmente rotaciones conocidas en una imagen de referencia. El sistema muestra una exactitud excepcional para todos los valores considerados. Sería necesario ampliar el estudio a otros escenarios para afianzar el uso del ETD como herramienta fiable para el posicionamiento del paciente en radioterapia.

a) Plano axial de la imagen original en el isocentro



b) Plano axial de una imagen modificada en el isocentro



c) Registro automático en el entorno ETD entre la imagen obtenida y una modificada como referencia

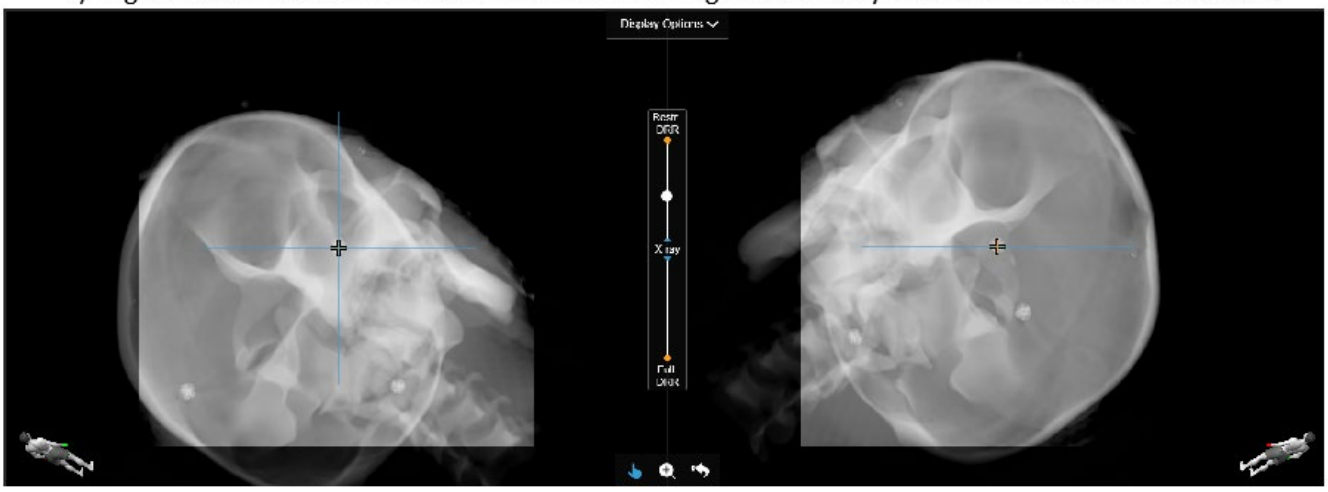


Figura 1. Ilustración del maniquí usado. a) Imagen TC original de un corte axial del maniquí en el isocentro. b) La misma imagen con una rotación aplicada digitalmente. c) Interfaz de ETD en el momento que aplica el registro automático entre las 2 imágenes de las proyecciones oblicuas de rayos X que adquiere, y la imagen que tiene de referencia.

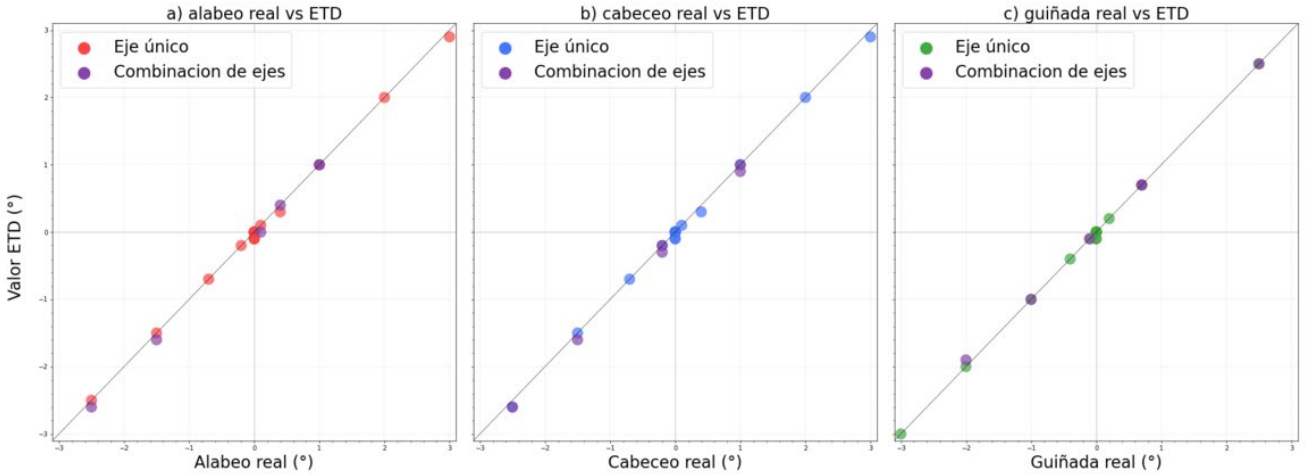


Figura 2: Relación entre el valor de rotación propuesto por ETD y el valor real impuesto en la imagen de referencia para alabeo (a), cabeceo (b) y guiñada (c). La línea recta corresponde a la recta identidad.

EVALUACIÓN LONGITUDINAL DEL CONTROL DE CALIDAD DIARIO DEL MRI EN UN MR-LINAC UNITY

Yang, G. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Galiano Fernández, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); De La Monja Rey, P. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

El MR-Linac Unity realiza imágenes de resonancia magnética (MRI) del paciente durante el tratamiento, lo que permite adaptar la planificación entre sesiones y monitorizar a tiempo real el movimiento del tumor y órganos de riesgo. Dada la importancia de las imágenes MRI con la precisión del tratamiento, es necesario llevar a cabo un control de calidad (QA) diario de la componente MRI del sistema. En este trabajo se evaluará la estabilidad en el tiempo de las medidas del QA diario durante un período de 3 años.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las pruebas de QA diario evaluaron la escala espacial de la imagen en los planos transversal y coronal, la uniformidad integral y la relación señal ruido (SNR) de cada uno de los elementos de las bobinas anterior y posterior. Para ello, se realizaron tres adquisiciones diferentes a un maniquí de cabeza de 200 mm: una secuencia de espín eco (SE) con orientación trasversal y otra coronal, y una secuencia de gradiente de eco de campo rápido. El análisis de las imágenes se realizó en el propio software del equipo y se basaron en el estándar NEMA.

En la uniformidad integral o desviación pico de no uniformidad se midieron los valores máximos y mínimos de píxel del maniquí y el SNR se estimó como el cociente entre la media del maniquí y el ruido del fondo. Para la evaluación de la escala espacial se midieron las dimensiones del maniquí en la imagen MRI, en varias direcciones, y se compararon con las medidas físicas.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los valores máximos registrados en la linealidad espacial de la imagen MRI fueron de 0.22% y 0.3% para los planos coronal y sagital, respectivamente. La relación señal ruido más baja registrada fue de 100 y la uniformidad integral de 99.10%. Desde el funcionamiento del equipo, los tres parámetros se encontraron dentro de las especificaciones establecidas por el fabricante: 0.5% para las diferencias en sagital y coronal entre las medidas de la imagen y la real, 99% para la uniformidad intrínseca y 87% para la relación señal ruido. La variabilidad en el tiempo de las métricas de linealidad espacial y SNR fue importante, pero no se observó una tendencia de éstas en el tiempo.

La uniformidad intrínseca fue bastante estable en el período estudiado, observándose oscilaciones inferiores al 0.5% entre los días. Aunque la métrica utilizada es muy sensible al ruido de la imagen, la uniformidad decrece con el ruido; los resultados se mantuvieron siempre por encima del 99.10%.

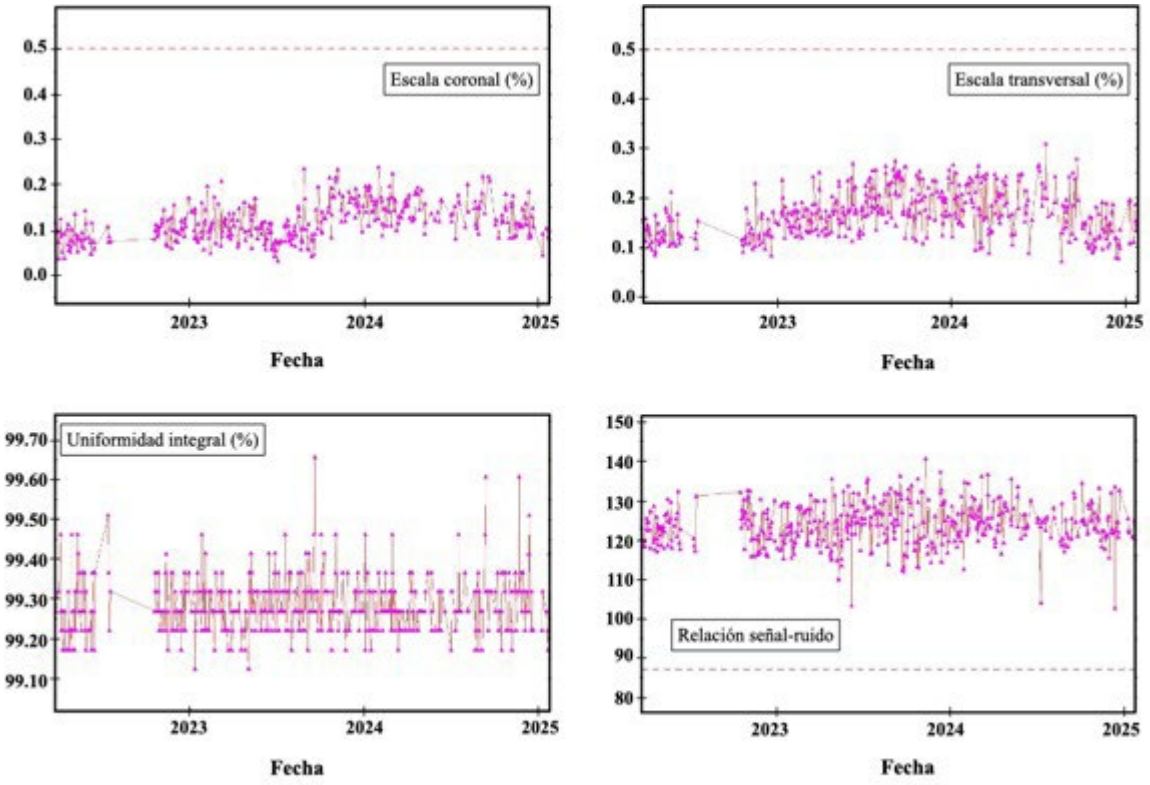


Fig. 1. Variabilidad en el tiempo de varios parámetros del QA diario de la imagen MRI en un MR-Linac.

CONCLUSIONES

Las medidas del QA diario de la MRI permiten valorar de forma eficiente si su funcionamiento y estabilidad son adecuados para la práctica clínica. De los resultados obtenidos se extrae que la componente de MRI es robusta y fiable, y que generalmente opera dentro de las tolerancias establecidas por el fabricante

RADIOABLACIÓN ESTEROTÁCTICA EN ARRITMIAS CARDIACAS RECURRENTES, EXPERIENCIA EN CUATRO CASOS

García Balsa, Á. (1); Piedrafita Suárez, D. (2); Veiguela Prado, G. (2); Díaz Aviñó, C. (2); San José Olmedo, D. (2); Rodríguez Latorre, D. (2); Crelgo Alonso, D. (2); Herrero Rojas, J. (2); Villacé Gallego, A. (2); Martín Rodríguez, Z. (2); Fernández Cerezo, S. (2); Daçi, L. (2); Villalón Arias, C. (2); Sánchez Galiano, P. (2)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias; (2) HUCA

INTRODUCCIÓN

En los pacientes con arritmias cardiacas, el tratamiento secuencial a seguir es administrar fármacos antiarrítmicos, realizar implantes desfibriladores (ICD) y la ablación por radiofrecuencia. Si esta última falla o no es posible por la localización, existe la posibilidad de tratarlo con radioterapia con fines ablativos (SABR), para ello se administra alta dosis con gran conformación y de forma no invasiva.

A pesar de ser cada vez más frecuente esta línea de tratamiento, la bibliografía al respecto sigue siendo escasa. Con esta motivación, se comparte la experiencia de nuestro centro en cuatro casos de radiocirugía esterotáctica cardiaca realizados hasta el momento.

MATERIAL Y MÉTODO

La definición de la zona arritmogénica a tratar se ha realizado combinando información de distintas técnicas. En primer lugar, se realiza una imagen electrocardiográfica induciendo una taquicardia ventricular utilizando un chaleco con múltiples electrodos. Esta imagen se proyecta sobre un TC (salvo en el caso 4, por no estar disponible el sistema).

Se realiza además un TC 4D con contraste para delimitar las cavidades cardiacas así como tener en cuenta el movimiento cardiaco y respiratorio. Por último, se obtiene una imagen funcional PET/CT.

Una vez delimitados ITV y resto de volúmenes, se realiza un TC lento de planificación.

La prescripción seguida en la bibliografía es de 25Gy/1fx, sin embargo en los casos 2 y 4 se optó por un tratamiento fraccionado de 27Gy/3fx para ser más conservador por la cercanía de órganos de riesgo críticos y la presencia de un aneurisma y el gran volumen a irradiar en el caso 4.

La verificación pretratamiento se midió con la matriz SRSMapCheck (SunNuclear) y medida en punto con una cámara PinPoint-3D (PTW) obteniendo ΔD<3% γ2%1mmglobal>95%.

La planificación se ha realizado con Eclipse15.6 (Varian) donde se ha modelado un TrueBeam con un MLC120-Millenium. El algoritmo de optimización usado es el PO.15.6.04, el algoritmo de cálculo AccurosXB_15.6.04 y energía 10FFF. Tres arcos parciales no-coplanares.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se muestran en las tablas los datos concretos de prescripción y geometría de la planificación, así como los indicadores dosimétricos típicos en tratamientos de SBRT que se han considerado relevantes en la aplicación de esta técnica.

	Prescripción y configuración geométrica del haz			
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4
Normalización	100% de la dosis cubre el 95% del volumen objetivo			
Prescripción	25Gy/1fx	27Gy/3fx	25Gy/1fx	27Gy/3fx
Volumen PTV (cm3)	24,6	25,8	80,43	110,23
Rotación gantry (º)	180-310	180-310	180º-310	180-310
Giro de mesa (º)	0, ±7	0, ±12	0, ±8	0, ±7
Giro de colimador (º)	90, 15, 345	90, 15, 345	90, 25, 335	90, 15, 345

	Resultados dosimétricos			
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4
Unidades monitor (UM)	6302	3805	9705	3429
Dmáx PTV (%)	118,40%	114	119,8	116,5
Dmáx a 2cm del PTV (Gy)	9,67	11,73	11,68	13,71
V90% PTV (%)	99,7	100	100	99,7
V del 100% de Dpres	24,37	24,54	78,28	109,76
V del 50% de D_{pres}	89,53	80,45	245,02	339,09
CI	0,99	0,95	0,97	1
CI Paddick	0,91	0,95	0,93	0,91
GI	3,64	3,12	3,05	3,08

Los resultados son clínica y dosimétricamente aceptables y se adecuan a lo presente en las guías.

Cabe señalar la componente interdisciplinar de esta técnica, involucrando radiofísico, oncólogo radioterápico y cardiólogo, así como técnicos de radioterapia y enfermeros.

Durante el tratamiento se desconectó el ICD para evitar que actúe de forma inducida por el haz de radiación

CONCLUSIÓN

Se ha presentado el flujo de trabajo y la experiencia de nuestro centro en cuatro casos de pacientes con arritmias cardíacas recurrentes y el tratamiento con la técnica SABR, obteniendo resultados admisibles y una alternativa a los tratamientos convencionales.

Hasta la fecha demostró ser una alternativa terapéutica adecuada en este tipo de patologías, sin embargo, no existe mucha experiencia dado el escaso número de casos que se suelen presentar. Se hace necesario compartir resultados y procedimientos entre distintos centros para unificar criterios.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN PROTOCOLOS DE CBCT: ESTUDIO DEL ALGORITMO ICBCT EN LA REGIÓN DE CABEZA Y CUELLO

Sania Alcover, A. M. (1); Tarrats-Rosell, J. (1); Ares, C. (1); Valduvieco, I. (1); Antelo, M. G. (1); Latorre-Musoll, A. (1)
(1) Clinic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

Para mejorar la calidad de la imagen en tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) Varian ha introducido un algoritmo de reconstrucción iterativo (iCBCT) que incorpora la corrección de dispersión y la reconstrucción estadística. Dada la estandarización del CBCT en los protocolos diarios de radioterapia guiada por imagen (IGRT), su optimización se ha vuelto más importante. El objetivo de este estudio es explorar la efectividad de este nuevo algoritmo para lograr la optimización de la dosis de imagen en la región de cabeza y cuello (H&N) para pacientes adultos.

MATERIALES Y MÉTODOS

En un estudio preliminar utilizando el maniquí Catphan (modelo 604), se realizaron adquisiciones a 100 kVp con diferentes niveles de carga, desde 10 mAs (el mínimo permitido) hasta 150 mAs (protocolo por defecto de H&N del fabricante), para caracterizar el ruido de imagen en el iCBCT en comparación con el algoritmo convencional, Feldkamp–Davis–Kress CBCT (FDK-CBCT).

En un segundo estudio, se evaluó la exactitud del registro automático sobre hueso utilizando reconstrucciones de ambos algoritmos. Se repitieron las adquisiciones sobre el maniquí antropomórfico RANDO utilizando un conjunto de desplazamientos conocidos donde se incluían traslaciones y rotaciones de hasta 1 cm y 1°, respectivamente.

Finalmente, se llevó el estudio a la práctica clínica. Sobre la selección de pacientes de H&N, la carga se redujo progresivamente en cada sesión de tratamiento, comenzando desde los 150 mAs iniciales hasta el nivel que el oncólogo radioterápico consideró aceptable.

RESULTADOS

La Figura 1 muestra que el algoritmo iCBCT reduce el ruido de imagen en un 38% en promedio, independientemente del nivel de carga. Además, permite reducir un 63% los mAs manteniendo el mismo ruido de imagen que con el protocolo del fabricante.

En el análisis de la exactitud del registro, se encontraron errores inferiores a 0.05 mm y 0.1° en todas las reconstrucciones. Por tanto, en el proceso de optimización de dosis, la exactitud del registro automático no se ve afectada.

El estudio clínico permitió crear dos protocolos optimizados (Figura 2). Para tumores cerebrales, se alcanzó el valor mínimo de 10 mAs, como sugirió el análisis de la exactitud del registro. Sin embargo, en la región de H&N, la carga solo se redujo hasta 50 mAs debido a una pérdida significativa de calidad de imagen en el área de los hombros (las imágenes truncadas son una limitación conocida en los algoritmos iterativos).

CONCLUSIÓN

Los resultados confirman que el algoritmo iCBCT contribuye a la optimización de dosis gracias a la mejora en la calidad de imagen. Logra una reducción del 93% de la dosis en protocolos cerebrales y del 67% en protocolos de H&N, mientras preserva la exactitud del registro y mantiene una calidad de imagen clínicamente aceptable.

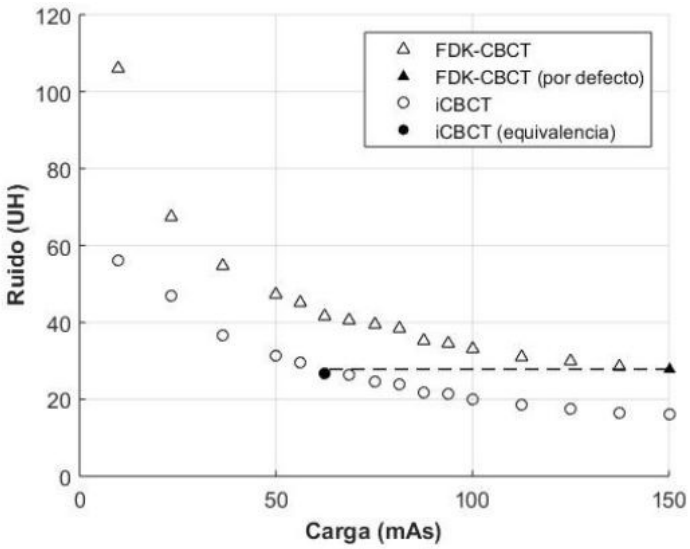


Figura 1. Caracterización del ruido de imagen (UH) basado en la carga (mAs) utilizando el maniquí Catphan para los dos algoritmos de reconstrucción.



Figura 2. Imágenes axiales de TC de la región (a) H&N y (b) cerebral utilizando (a.1, b.1) los parámetros de adquisición del protocolo por defecto y (a.2, b.2) parámetros optimizados con el algoritmo iCBCT. Configuración de la ventana: de -400 HU a 800 HU.

CORRECCIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS ABSOLUTA EN HACES FFF: ESTUDIO DEL FACTOR KVOL

Cipitria Herrero, J. (1); Godoy Cazorla, J. (1); Estrada Pastor, Ó. (1); Sadia Morán, A. (1); Suárez Baraza, T. (1); Tornero López, A. M. (1)
(1) Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

En 2024 la actualización del TRS398 [1] introdujo un nuevo factor de corrección para el cálculo de la dosis absoluta, K_{vol}, que corrige el hecho de que para el cálculo de dosis absoluta en haces FFF promediamos la dosis recibida en el volumen de la cámara como si la hubiésemos recibido en el centro, pero realmente recibimos más dosis en el centro de la cámara que en los extremos debido a la pendiente de los perfiles FFF. K_{vol} se calcula como la relación entre el máximo de un haz FFF si se hubiese depositado homogéneamente en la cámara y la dosis real que deposita el perfil normalizado (OAR ("Off Axis Ratio"), Figura [1].

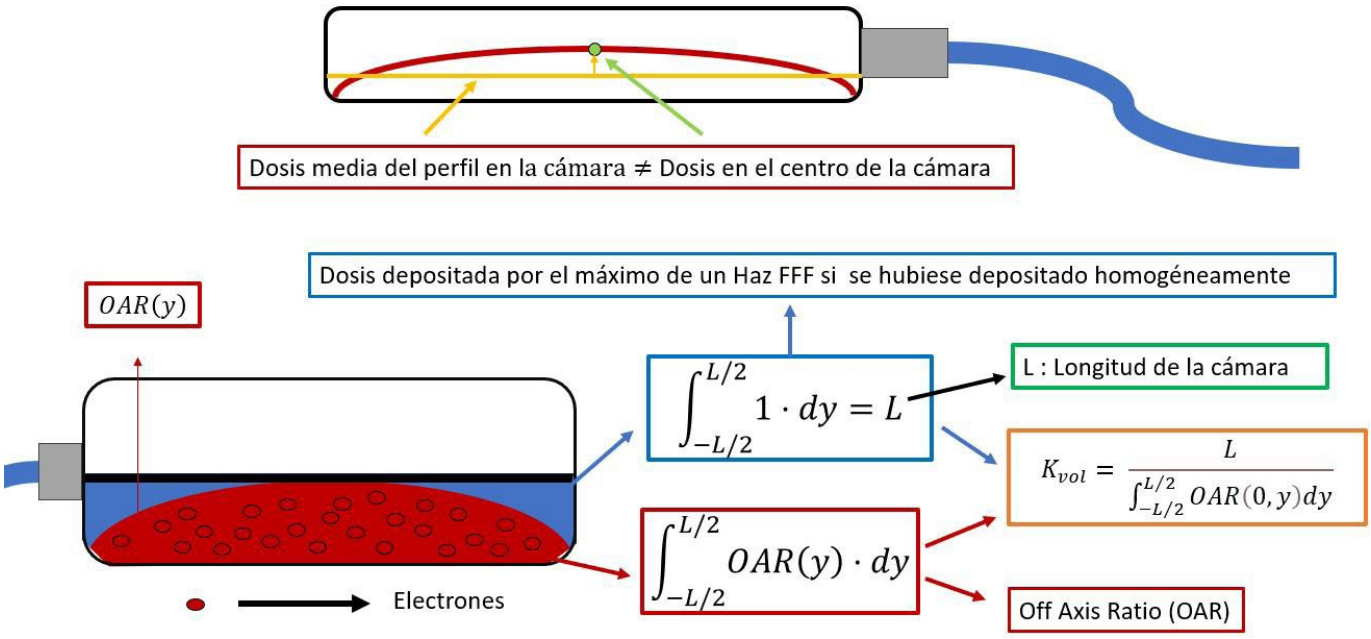


FIGURA 1.

Debido a la limitada bibliografía disponible tras la introducción del K_{vol} en la actualización del TRS-398 (2024), el objetivo de este estudio es determinar valores de referencia del K_{vol} para diferentes aceleradores y cámaras de ionización, proporcionando datos con los que otros centros puedan compararse

MATERIALES Y MÉTODOS

Calculamos el K_{vol} para las cámaras Farmer 30013, Semiflex 30013, Semiflex 3D 31021, y PinPoint 31015 de PTW, en 1 Cyberknife (10 perfiles), 2 Halcyon (14 perfiles) y 4 Truebeam (88 perfiles), utilizando perfiles medidos con la cuba BEAMSCAN de PTW. Los perfiles de Halcyon y Truebeam se midieron con la cámara Semiflex 3D (31021), campo 10x10 cm, SSD =100 y SDD=110; en Cyberknife, con el detector de Diodo (60017), campo 6 cm (diámetro), SSD =80 y SDD=90.

RESULTADOS

Valores de K_{vol}				
Acelerador / Cámara	Cyberknife	Truebeam X10FFF	Truebeam X06FFF	Halcyon
Farmer 30013	1.0136 ± 0.0022	1.0070 ± 0.0005	1.0043 ± 0.0004	1.0048 ± 0.0008
Semiflex 3D 31021	1.0030 ± 0.0010	1.0021 ± 0.0004	1.0017 ± 0.0005	1.0024 ± 0.0005
Semiflex 30013	1.0086 ± 0.0018	1.0044 ± 0.0005	1.0030 ± 0.0004	1.0037 ± 0.0007
Pint Point 31015	1.0031 ± 0.0010	1.0021 ± 0.0004	1.0017 ± 0.0005	1.0024 ± 0.0005

Tabla 1. Para combinar los valores de K_{vol} provenientes de distintos aceleradores Truebeam y Halcyon y obtener un valor generalizado, hemos utilizado el promedio ponderado.

La influencia del K_{vol} en la dosis absoluta medida con la Farmer es de 1.36% para el Cyberknife, alrededor 0.45% para las energías de X6FFF en los Truebeam y Halcyon, y de 0.70% para energías de 10FFF en los Truebeam.

DISCUSIÓN

Los resultados de obtenidos para el Cyberknife y para los Truebeam van acorde a la bibliografía [3,4,5]. Para los Halcyon no hemos encontrado bibliografía, pero los factores obtenidos para las energías de X06FFF son similares a los obtenidos con los Truebeam, lo cual valida nuestro resultado. Los resultados destacan la importancia de incorporar el K_{vol} no solo en la Farmer, sino también en otras cámaras como la Semiflex 30013. Asimismo, se debe prestar especial atención en los aceleradores CyberKnife, que, debido a las pendientes pronunciadas de sus perfiles, generan valores elevados de K_{vol}.

CONCLUSIÓN

Hemos aportado datos de K_{vol} para las cámaras Farmer 30013, Semiflex 30013, Semiflex 3D 31021, y PinPoint 31015 de PTW, en los aceleradores Cyberknife, Halcyon y Truebeam que proporcionan una bibliografía más amplia a los usuarios de estos aceleradores sobre los posibles valores de K_{vol} que puedan obtener. Además, queda en evidencia que el K_{vol} puede llegar a tener mayor influencia en el cálculo de la dosis absoluta que los factores de corrección k_s, k_{pol}, k_{q,q_0} y que ya utilizamos, por tanto, resaltamos la importancia de introducir este factor en los cálculos de dosis absoluta.

BILBIOGRAFÍA

[1] DOI:10.61092/IAEA.VE7Q-Y94K

[2] DOI:10.1118/1.3404289

[3] DOI:10.1093/JRR/RRAB042

CUANTIFICACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL REGISTRO DEFORMABLE Y LA RESPIRACIÓN EN LA ACUMULACIÓN DE DOSIS 4D PARA TUMORES DE PULMÓN E HÍGADO EN PROTONTERAPIA

Meneses-Felipe, A. (1); Cabello-García, P. (2); Burguete, J. (3); Azcona, J. D. (2)

(1) Universidad de Navarra; (2) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra; (3) Departamento de Física y Matemática Aplicada. Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

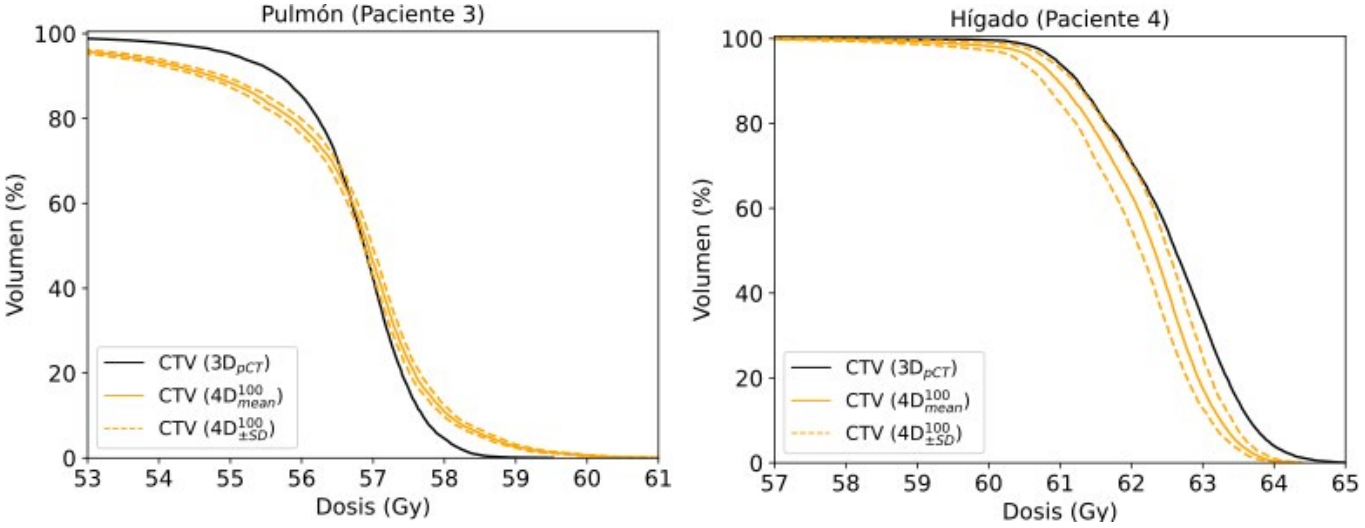
Este estudio tiene como principales objetivos: 1) Evaluar el impacto dosimétrico del registro deformable de imagen (DIR) en la acumulación de dosis 4D mediante el uso de la “Distance Discordance Metric” (DDM) [1] como métrica de evaluación independiente del operador para cuantificar las incertidumbres geométricas del registro de imágenes CT-CT; y 2) Estudiar el impacto dosimétrico de la respiración en las dosis acumuladas 4D para tumores de pulmón e hígado en protonterapia.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplearon un CT de planificación (pCT) y un 4D-CT que contiene ocho fases del ciclo respiratorio, ordenadas por amplitud, para una cohorte de cinco pacientes con tumores pulmonares (tres) y hepáticos (dos), con amplitudes de movimiento entre 0.9 y 8.6 mm. La DDM se calculó para cada vóxel y paciente empleando el DIR híbrido del algoritmo de ANACONDA [2]. Se realizaron 100 simulaciones perturbando el campo de vectores de deformación (DVF) entre el pCT y las fases del 4D-CT, aplicando una distribución normal de media cero y de desviación estándar igual a la DDM obtenida para cada vóxel en cada una de las tres direcciones espaciales. Para evaluar el impacto dosimétrico del DIR, se comparó la media de las 100 distribuciones de dosis acumuladas 4D perturbadas ($/small4D^{100}_{mean}$) con la media más y menos una desviación estándar ($4D^{100}_{mean/pmSD}$). Para evaluar el impacto dosimétrico de la respiración, la distribución de dosis $/small4D^{100}_{mean}$ fue comparada con la dosis 3D planificada en el pCT ($3D_{pCT}$).

RESULTADOS

Los valores de DDM obtenidos en el GTV y CTV fueron menores que el tamaño del vóxel de la rejilla de deformación establecido en 2,5×2,5×2,5 mm³. El impacto dosimétrico del DIR fue más pronunciado en el CTV, mostrando variaciones en el D99 de hasta ±1,5% en el diafragma (Figura 1, derecha). El impacto dosimétrico debido a la respiración mostró en el D99 una reducción de hasta −5,65%, y en el D95, de hasta -3%, en un CTV localizado en el mediastino (Figura 1, izquierda). Se obtuvieron zonas frías y calientes de dosis significativas ($/small4D^{100}_{mean}$ vs. $3D_{pCT}$) en los grandes vasos y en ciertas regiones de los pulmones a lo largo del recorrido del haz.



DISCUSIÓN

El movimiento y la localización del tumor son factores clave que influyen en los resultados de la DDM y en el impacto dosimétrico del DIR. Cualquier desviación de la distribución de dosis 4D respecto a la planificada puede atribuirse a cambios anatómicos, especialmente la respiración. Esta herramienta fue usada por los médicos para la aprobación de los tratamientos.

CONCLUSIONES

La evaluación automática y cuantitativa de las incertidumbres geométricas del DIR, así como su impacto dosimétrico, nos permiten cuantificar el impacto de la respiración en la degradación de la dosis acumuladas 4D en protonterapia. La metodología empleada está integrada en el planificador de RayStation vía "scripting".

REFERENCIAS

[1] Z. H. Saleh et al., "The distance discordance metric–A novel approach to quantifying spatial uncertainties in intra- and inter-patient deformable image registration".

[2] O. Weistrand and S. Svensson, "The ANACONDA algorithm for deformable image registration in radiotherapy".

CUANTIFICACIÓN DEL EFECTO INTERPLAY EN LA ACUMULACIÓN DE DOSIS 4D PARA TUMORES MÓVILES EN PROTONTERAPIA

Meneses Felipe, A. (1); Cabello-García, P. (2); Burguete, J. (3); Azcona, J. D. (2)

(1) Universidad de Navarra; (2) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra.; (3) Departamento de Física y Matemática Aplicada. Universidad de Navarra.

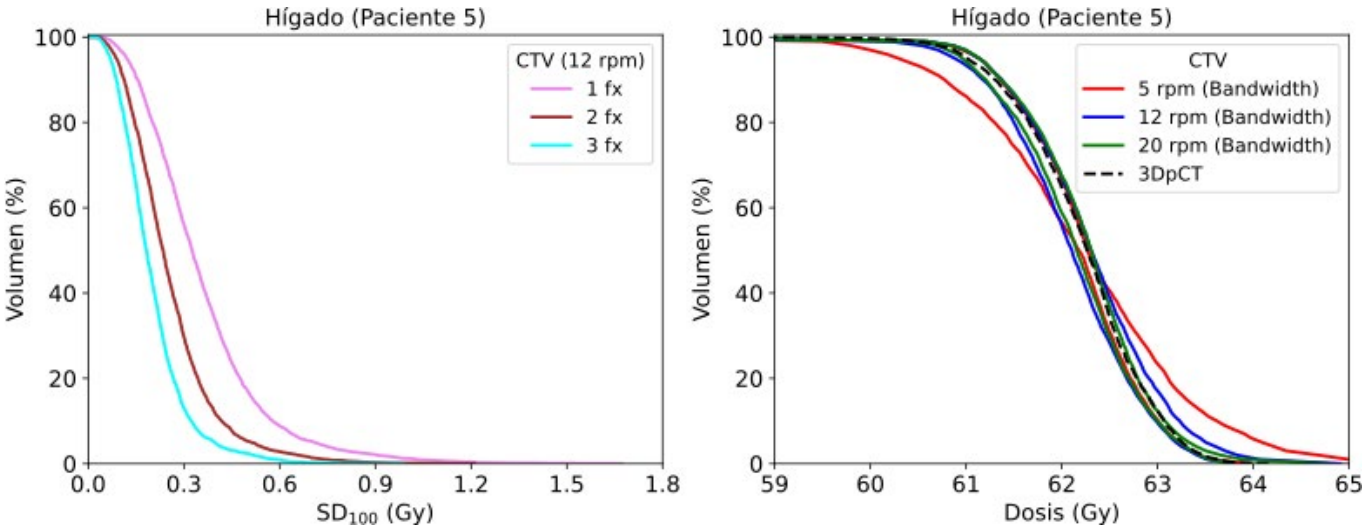
INTRODUCCIÓN

Determinar con exactitud la dosis recibida por tumores sujetos a patrones respiratorios ubicados en regiones torácicas y abdominales todavía es un reto en protonterapia. El objetivo principal de este estudio es cuantificar el impacto dosimétrico del efecto interplay mediante la acumulación dinámica de dosis 4D en protones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Siete pacientes con tumores pulmonares (tres), hepáticos (dos) y pancreáticos (dos) fueron tratados con fraccionamiento convencional e hipofraccionamiento. Se utilizó un CT de planificación (pCT) y un 4D-CT que contiene ocho fases del ciclo respiratorio, ordenadas por amplitud para valorar el movimiento. Además de un modelo estocástico [1] basado en datos de nuestro sincrotrón compacto HITACHI (ProBeat-CR) [2] para predecir la estructura temporal de cada haz. A partir del tiempo de irradiación de cada spot, se generaron ocho subplanes, uno para cada fase respiratoria, con los spots correspondientes según la frecuencia respiratoria del paciente, la cual se alternó entre 5 (no clínica), 12, y 20 rpm. Las dosis calculadas en cada fase se acumularon en el pCT, generando ocho acumulaciones con la misma secuencia respiratoria, pero con inicio de tratamiento en distintas fases.

Para considerar la acumulación a lo largo de los días de tratamiento, se realizaron 100 secuencias aleatorias de *N* fracciones para cada paciente, variando la fase de inicio en cada fracción. El impacto del efecto interplay se evaluó en función del inicio de la fase respiratoria en cada fracción y para las diferentes frecuencias, mediante la desviación estándar (SD) de las 100 simulaciones, la dosis media en el CTV y el índice de homogeneidad en el CTV.



RESULTADOS

La SD de las 100 simulaciones disminuyó progresivamente a lo largo de las fracciones hasta completarse el tratamiento (Figura 1, izquierda). Las dosis medias fueron superiores, en términos porcentuales, respecto a las dosis prescritas en el CTV, manteniéndose dentro de un margen de ±3.98% a 12 rpm. El índice de homogeneidad en el CTV, dependiendo de la fase de inicio respiratoria a 12 rpm, presentó barras de error de hasta aproximadamente ±2%. Además, el índice de homogeneidad disminuyó al aumentar la frecuencia respiratoria (Figura 1, derecha).

DISCUSIÓN

La estabilidad de las dosis medias en función de las fases de inicio para cada fracción indica que cualquier efecto dosimétrico en el CTV se debe al efecto interplay. Al comparar las dosis 4D con la $3D_{pCT}$, se observaron diferencias más notables en función de la frecuencia respiratoria.

CONCLUSIONES

Este estudio ha demostrado cómo el efecto interplay es más acusado en tumores con mayor movimiento tratados con hipofraccionamiento, y depende de factores como la localización del tumor, la estructura del haz de irradiación, la fase inicial y la frecuencia respiratoria. La metodología presentada está integrada en el planificador de RayStation vía "scripting".

REFERENCIAS

[1] J. Burguete et al., "Stochastic model for predicting the temporal structure of the plan delivery in a synchrotron-based pencil beam scanning...".

[2] J. D. Azcona et al., "Commissioning of a synchrotron-based proton beam therapy system for use with a Monte Carlo treatment planning system".

IMPACTO DEL RUIDO DE LAS IMÁGENES DE TC EN EL CÁLCULO DEL RANGO EN LA TERAPIA CON PROTONES

Gonzalez Pose, A. (1); Vera Sánchez, J. A. (2); Ruiz-Morales, C. (3)

(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela; (2) Centro Protonterapia Quironsalud, Madrid; (3) Hospital Universitario Puerta del Hierro, Madrid

INTRODUCCIÓN

La incertidumbre en el cálculo del rango en la terapia de protones se ha convertido en una de las principales áreas de investigación para el desarrollo y la mejora de la calidad de estos tratamientos. La calibración del CT de simulación y el ruido de dichas imágenes son algunas de las principales fuentes de incertidumbre. En este trabajo, se analiza el impacto de ambas fuentes de incertidumbre en el cálculo del rango.

MATERIAL Y MÉTODOS

La principal hipótesis es que el ruido en las imágenes es gaussiano. Después, a partir de una calibración para un espectro genérico de 120 KVp, el ruido en las imágenes se propaga a los valores de poder de frenado. Para el cálculo analítico del rango se ha aplicado la aproximación de frenado continuo.

Se han seleccionado siete tejidos representativos de las librerías del ICRU46 que van desde el pulmón hasta el hueso cortical incluyendo tejidos blandos (cerebro). Además, se han considerado tres niveles de ruido en la imagen CT: clínico, basados en desviaciones estadísticas de datos clínicos; bajo, mitad de las desviaciones estadísticas clínicas; y alto, el doble de las desviaciones estadísticas realistas. Para todos los tejidos en el estudio, y partiendo de la aproximación de frenado continuo mediante una integral numérica implementada con un código propio en Matlab2024a, se ha calculado el rango de los protones para una energía incidente de 150 MeV. Para cada nivel de ruido, 10^3 simulaciones se realizaron con diferentes valores de HU debido al ruido, pudiéndose obtener así la función de distribución de probabilidad del rango en cada material.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En las figuras 1 y 2 se muestran los histogramas de frecuencias del rango para todas las simulaciones realizadas para los tres niveles de ruido para el agua y el cerebro, respectivamente. Como se puede observar, el aumento del nivel de ruido da lugar a una mayor dispersión en las estimaciones del rango, lo que a su vez incrementa el valor de la incertidumbre de rango. También destacan las diferencias entre los diferentes tejidos entre los valores de referencia obtenidos de ICRU y los obtenidos a partir de la calibración, lo que se explica por la incertidumbre inherente a la calibración del CT, a la que debe añadirse el efecto del ruido. Sin embargo, es importante señalar que esta es la situación que se encuentra en la práctica clínica.

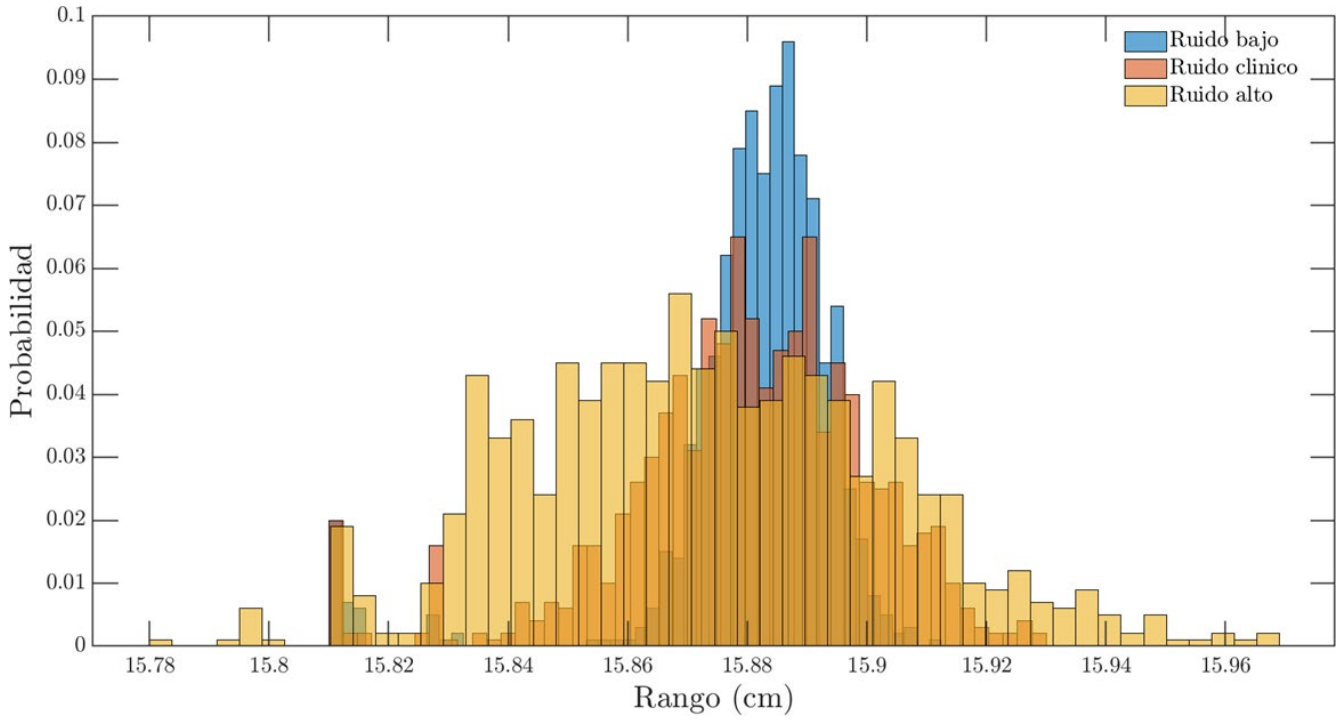


FIGURA 1: *Distribución de probabilidad del rango (cm) en agua para valores de ruido clínicos (naranja), bajo (azul) y alto (amarillo).*

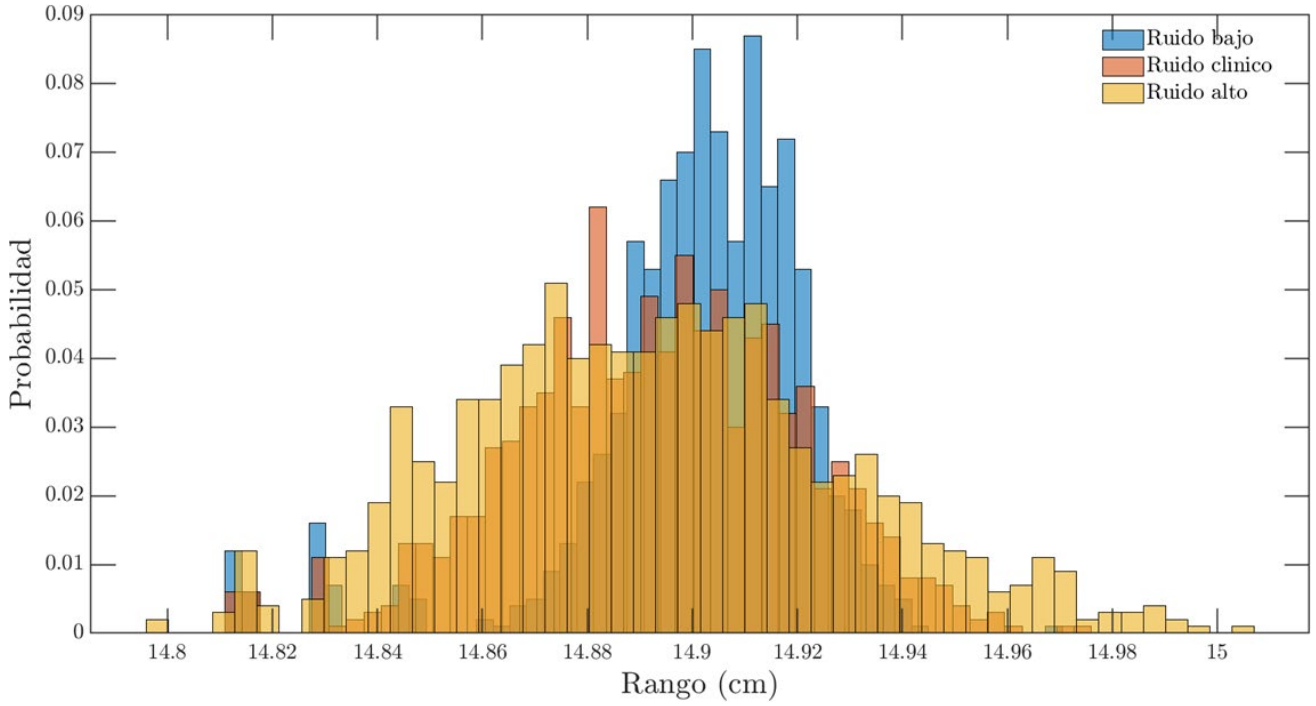


FIGURA 2: *Distribución de probabilidad del rango (cm) en cerebro para valores de ruido clínicos (naranja), bajo (azul) y alto (amarillo).*

CONCLUSIONES

Se ha analizado la influencia conjunta del ruido en las imágenes CT y la calibración del CT en el cálculo analítico del rango en protones de 150 MeV, energía promedio empleada normalmente para los análisis en terapia de protones. La metodología mostrada en este trabajo puede servir a los nuevos centros de terapia de protones a estimar la incertidumbre de rango en sus tratamientos.

FLIP-HEDOS: UN MÉTODO ESPECÍFICO PARA CADA PACIENTE COMBINADO CON UN MODELO HEMODINÁMICO ESTOCÁSTICO PARA CUANTIFICAR DOSIS EN SANGRE CIRCULANTE DURANTE LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

García-Cardosa, M. (1); Beekman, C. (2); Huesa-Berral, C. (2); Meiriño, R. (3); Antolin, E. (4); Aguilar, P. B. (4); Vidorreta, M. (5); Cuevas, R. (6); Barbés, B. (6); Azcona, J. D. (4); Calvo, F. Á. (3); Paganetti, H. (2); Burguete, J. (1)

(1) Departamento de Física y Matemática Aplicada, Facultad de Ciencias, Universidad de Navarra (Pamplona); (2) Department of Radiation Oncology, Physics Division, Massachusetts General Hospital (Boston); (3) Departamento de Oncología Radioterápica, Clínica Universidad de Navarra (Madrid); (4) Departamento de Radiofísica y Servicio de Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra (Madrid); (5) Siemens, Healthineers; (6) Departamento de Radiofísica y Servicio de Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra (Pamplona)

INTRODUCCIÓN

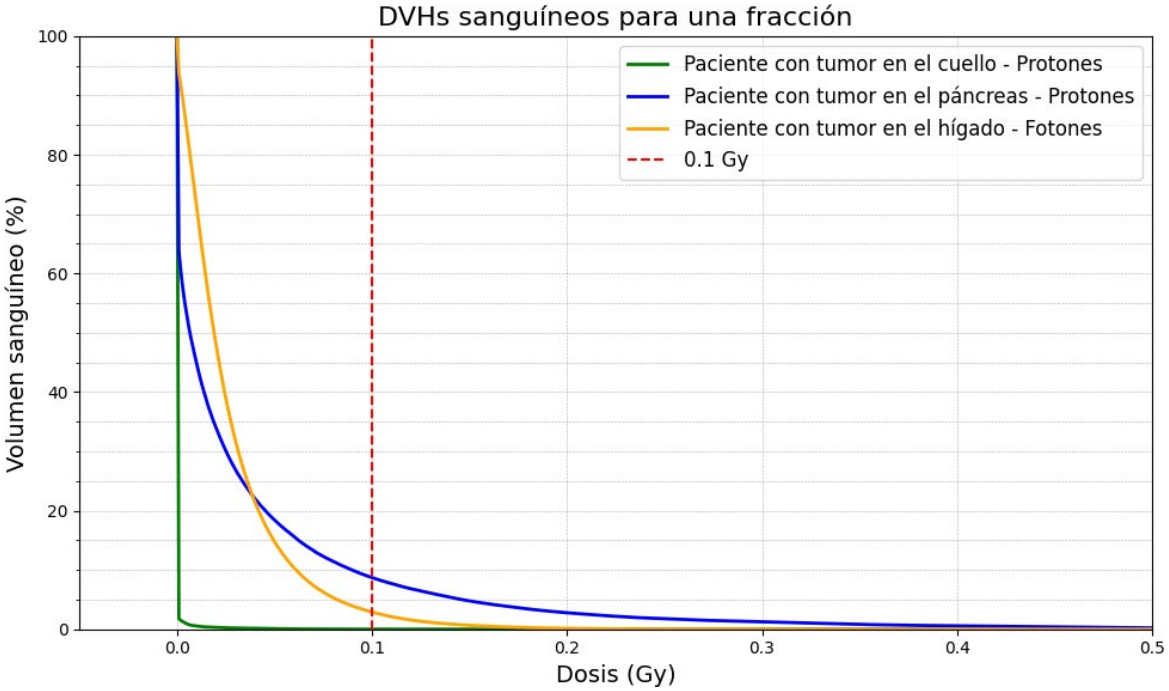
La dosimetría sanguínea en radioterapia de protones o fotones representa un desafío significativo debido al comportamiento dinámico de la sangre como órgano a riesgo. Cuantificar con precisión la dosis recibida por la sangre circulante de un paciente específico es esencial para poder minimizar efectos adversos en los pacientes. Por ello, presentamos FLIP-HEDOS, un modelo innovador que integra el método FLIP (FLow and Irradiation Personalized) con la herramienta computacional HEDOS (HEmatological DOSe).

MATERIAL Y MÉTODOS

: La metodología FLIP [1] cuantifica la dosis que recibe la sangre circulante de un paciente específico haciendo uso de la segmentación obtenida de sus grandes vasos y el correspondiente campo de velocidad de la sangre medido a partir de la RM de contraste de fase. Por el contrario, HEDOS [2] es un modelo compartimental estándar y estocástico que simula la distribución espaciotemporal de las partículas de sangre, blood particles (BPs), en los órganos de todo el cuerpo. Así, FLIP se integra como un módulo arterial y venoso específico del paciente que considera la localización del tumor, el caudal de los vasos y el volumen vascular para mantener el sistema en equilibrio. Asumiendo un volumen total sanguíneo de 5.3 L, se discretiza en BPs de 1 mm^3. Las BPs simuladas viajan por los módulos de FLIP con un enfoque Lagrangiano a lo largo de trayectorias de flujo definidas por el campo de velocidad, pero se mueven estocásticamente a través de los compartimentos de HEDOS basándose en distribuciones temporales de tránsito predeterminadas. La simulación de la distribución espaciotemporal de las BPs nos permitió acumular la dosis en sangre, haciendo uso del conjunto de distribuciones 3D de dosis y de los tiempos de irradiación de los haces. La cohorte de pacientes presenta tumores en regiones de tórax-abdomen y cabeza-cuello.

RESULTADOS

FLIP-HEDOS cuantifica la dosis recibida por cada BP (Figura 1) y verifica el número de veces que una BP ha (re)visitado la vasculatura específica del paciente (Tabla 1).



Paciente #	Modalidad	Región tumoral	Volumen tumoral	Volumen vasos mayores	Haces / Arcos	Tiempo total de tratamiento	BPs visitando la vasculatura específica
1	Protones	Cuello	30 ml	50 ml	2	91.51 s	**Una vez:** 0.5 % **Dos veces:** 11.6 % **>Dos veces:** 30.7 %
2	Protones	Páncreas	100 ml	120 ml	3	149.67 s	**Una vez:** 0.0 % **Dos veces:** 5.6 % **>Dos veces:** 93.3 %
3	Fotones	Hígado	230 ml	180 ml	2	230.48 s	**Una vez:** 0.1 % **Dos veces:** 8.5 % **> Dos veces:** 89.7 %

DISCUSIÓN

Los resultados indican que, con independencia de la modalidad de radioterapia, si el tumor está cerca de grandes vasos (tumor de páncreas e hígado, FIGURA 1), un mayor volumen de sangre recibirá dosis superiores a un umbral de 0.1 Gy, lo que puede causar daños en los linfocitos. Además, se observó que el número de veces que una BP visita el módulo FLIP aumenta con el tiempo total de tratamiento.

CONCLUSIONES

FLIP-HEDOS puede ser crucial en escenarios clínicos en donde los tumores están cerca de la vasculatura, el volumen de los vasos circundantes es comparable al volumen del tumor y el tiempo total de irradiación es extenso. Este modelo puede ofrecer dosimetrías más personalizadas y precisas.

REFERENCIAS

[1] GARCÍA-CARDOSA, M., ET AL. (2024). FLIP: A NOVEL METHOD FOR PATIENT-SPECIFIC DOSE QUANTIFICATION IN CIRCULATING BLOOD IN LARGE VESSELS DURING PROTON OR PHOTON EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY TREATMENTS. PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY, 69(22), 225017.

[2] BEEKMAN, C., ET AL. (2023). A STOCHASTIC MODEL OF BLOOD FLOW TO CALCULATE BLOOD DOSE DURING RADIOTHERAPY. PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY, 68(22), 225007.

EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DOSIMÉTRICA Y EFICIENCIA DEL SISTEMA ETHOS DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA

Corbalán Mirete, A. (1); Ortega González, A. (1); Suárez Arteaga, J. (1); Puchades Puchades, V. (1); Ramos Amores, D. (1); Martínez Albaladejo, M. (1); Serna Berná, A. (1)

(1) Hospital General Universitario Santa Lucía

INTRODUCCIÓN

En este estudio se evalúan la calidad dosimétrica y eficiencia del sistema Ethos basado en inteligencia artificial (IA) en tratamientos de radioterapia adaptativa online (oART) de próstata exclusiva (RTPE).

MATERIALES Y MÉTODOS

En 9 pacientes de RTPE tratados con oART (60 Gy, 20 fracciones) se diseñaron cuatro tipos de planes:

1. Plan Estándar-IGRT: calculado en Eclipse (AXB V-16.1.0) sobre TC de simulación inicial. 2 arcos VMAT y 6xFFF.
2. Plan de Referencia-IA: calculado por IA sobre TC de simulación inicial. 9 campos IMRT y 6xFFF.
3. Plan Programado: plan de referencia recalculado sobre CBCT diario. 9 campos IMRT y 6xFFF.
4. Plan Adaptado-IA: plan de referencia reoptimizado por IA sobre CBCT diario. 9 campos IMRT y 6xFFF.

Se evaluaron los parámetros dosis-volumen (PDV) de CTV y PTV (D95%, D98%, D2%), vejiga (V40, V48, V56.8, V60) y recto (V20, V30, V40, V50, V60) de todos los planes.

La calidad dosimétrica se midió de tres formas:

a) Planes Estándar-IGRT vs. Planes de referencia-IA: comparación de PDV.
b) Planes de Referencia-IA vs. Planes Adaptados-IA: comparación de PDV.
c) Planes Programados vs. Planes Adaptados-IA: diferencia en el número de metas clínicas de los PDV cumplidas a lo largo de todas las sesiones.

Además, como medida de la eficiencia, se estimó el tiempo de planificación de los Planes Estándar-IGRT y Planes de Referencia-IA.

Se aplicó el test de rangos con signo de Wilcoxon ($p<0,05$) para realizar el análisis estadístico de a) y b). Resultados

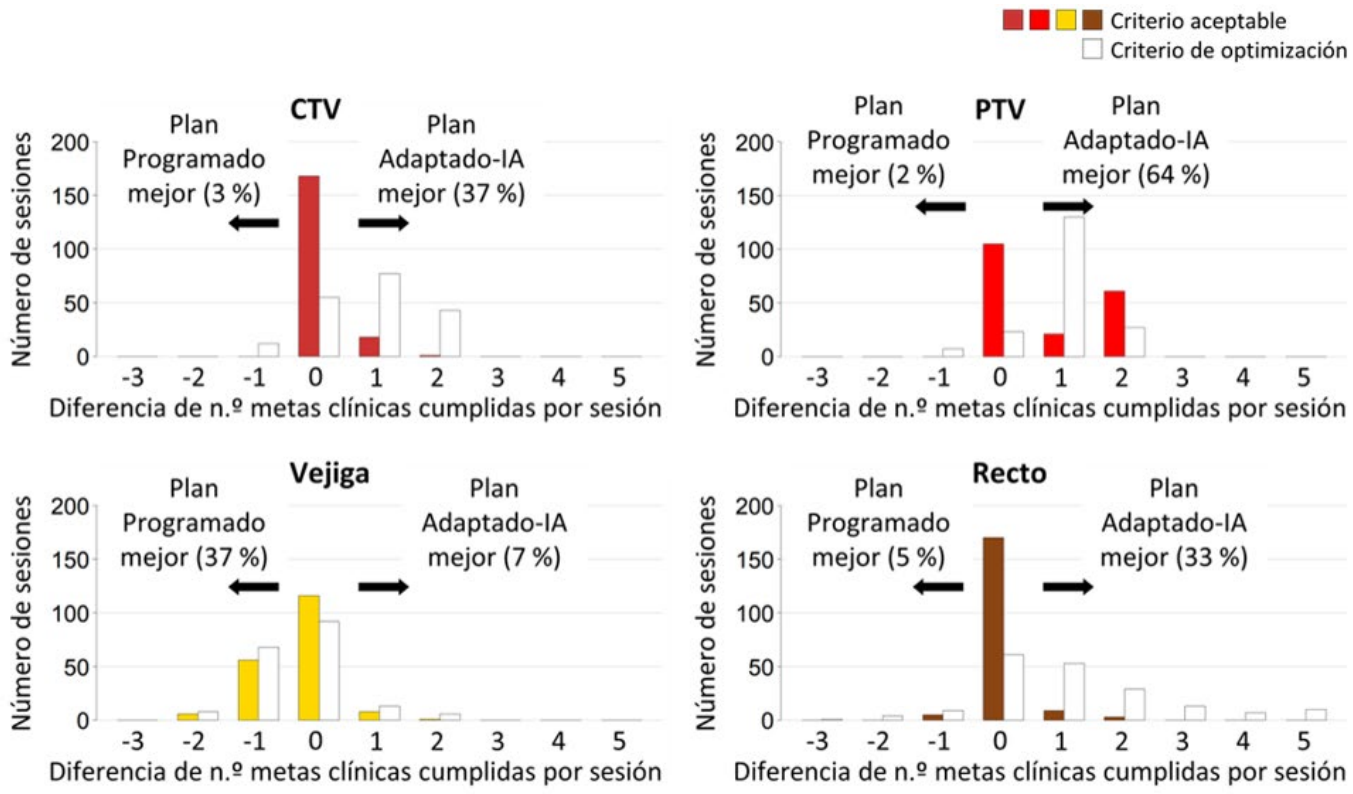
1. Los Planes Estándar-IGRT mejoraron significativamente los PDV de PTV y vejiga; los planes de Referencia-IA mejoraron los PDV de recto. Sin embargo, el tiempo de planificación fue de 30-60 min (Planes Estándar-IGRT) vs. 15 min (Planes de Referencia-IA).
2. Los Planes Adaptados-IA mejoraron significativamente los PDV de PTV y V50 de recto en comparación con los Planes de Referencia-IA. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas para los PDV de CTV y vejiga.
3. Los Planes Adaptados-IA cumplieron más metas clínicas de los PDV de CTV en el 37 % de las sesiones; de PTV (64 % de las sesiones); y de recto (33 % de las sesiones). Sin embargo, los Planes Programados cumplieron un mayor número de metas clínicas de los PDV de vejiga (37 % de las sesiones) (FIGURA 1).

DISCUSIÓN

Nuestros resultados muestran que la planificación basada en IA y la oART con Ethos mejoran la calidad y reducen el tiempo de planificación respecto a los Planes Estándar-IGRT de RTPE.

CONCLUSIONES

El uso del sistema Ethos (IA y oART) mejora significativamente la calidad dosimétrica y la eficiencia respecto a la técnica estándar con IGRT en los tratamiento de RTPE.



ESTUDIO DE FACTIBILIDAD DE SBRT ADAPTATIVA ONLINE DE PRÓSTATA CON INTELIGENCIA ARTIFICIAL ETHOS

Corbalán Mirete, A. (1); Ortega González, A. (1); Suárez Arteaga, J. (1); Puchades Puchades, V. (1); Ramos Amores, D. (1); Martínez Albaladejo, M. (1); Serna Berná, A. (1)

(1) Hospital General Universitario Santa Lucía

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) de próstata se administran habitualmente utilizando la técnica estándar de IGRT con VMAT. El objetivo de este estudio es evaluar la factibilidad de la SBRT de próstata planificada con la inteligencia artificial (IA) Ethos comparando planes generados por IA (V-2.1) con planes estándar de Eclipse (AXB V-16.1.0).

MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizaron 4 tratamientos SBRT de próstata (40 Gy en 5 sesiones a PTV). Los planes de IA consistieron en 9 campos IMRT de ventana deslizante 6xFFF, mientras que los planes de Eclipse utilizaron 2-3 arcos completos VMAT 6xFFF.

Dado que Ethos utiliza una resolución de cálculo de 2.5 mm, los planes generados por IA se recalcularon en Eclipse con una resolución de 1.2 mm.

Además, se utilizó un espaciador de hidrogel para la protección rectal en todos los pacientes.

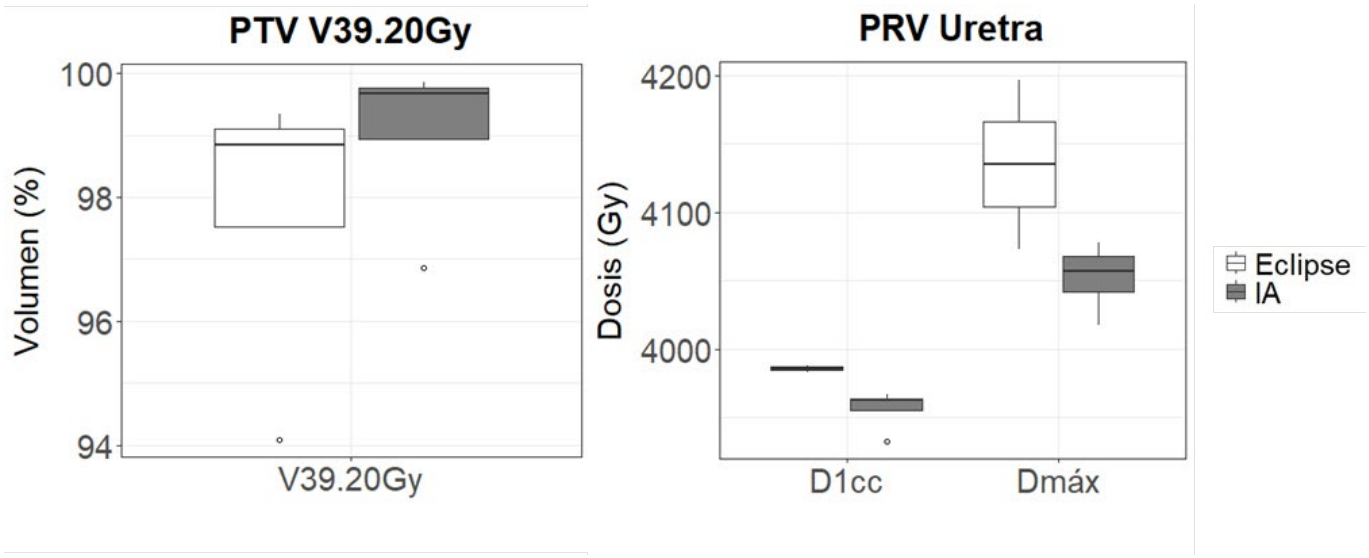
Para cada plan se evaluaron parámetros dosis-volumen (PDV): GTV (Dmedia, V39.20Gy), PTV=GTV+3 mm posterior+5 mm en las demás direcciones (V39.20Gy, V42Gy), recto (D1cc, Dmáx, Dmedia, V10Gy, V24Gy, V30.15Gy), vejiga (Dmáx, D10cc, D50%) y PRV uretra= uretra+2 mm (D1cc, Dmáx).

RESULTADOS

Aunque no se encontraron diferencias significativas entre los PDV de los planes de IA y Eclipse, se observaron algunas tendencias en los valores medianos de DVM (Tabla 1):

1. Todos los PDV de recto fueron menores en los planes de Eclipse que en los de IA, especialmente Dmedia (9.4 Gy Eclipse vs. 10.6 Gy IA).
2. En vejiga, D10cc (30.4 Gy Eclipse vs. 34.7 Gy IA) y D50% (1.4 Gy Eclipse vs. 1.7 Gy IA) fueron menores en los planes de Eclipse.
3. En PRV uretra, Dmáx fue notablemente menor en los planes de IA (40.6 Gy IA vs. 41.3 Gy Eclipse). Pese a ello, los planes de IA lograron una mayor cobertura del PTV en V39.20Gy (99.68% IA vs. 98.84% Eclipse) (Figura 1).

PDV	Mediana planes Eclipse	Mediana planes IA	% diferencia
GTV Dmedia (Gy)	40,1	40,1	0,15
GTV V39.20Gy (%)	99,71	99,85	0,13
PTV V39.20Gy (%)	98,84	99,68	**0,84**
PTV V42Gy (%)	0,00	0,00	0,00
Recto D1cc (Gy)	23,6	25,3	6,89
Recto Dmáx (Gy)	30,1	31,8	5,82
Recto Dmedia (Gy)	9,4	10,6	**12,98**
Recto V10Gy (%)	45,22	51,31	6,09
Recto V24Gy (%)	1,52	2,85	1,33
Recto V30.15Gy (%)	0,02	0,03	0,01
Vejiga Dmáx (Gy)	41,5	41,2	-0,75
Vejiga D10cc (Gy)	30,4	34,7	**14,34**
Vejiga D50% (Gy)	1,4	1,7	**19,08**
PRV Uretra D1cc (Gy)	39,9	39,6	-0,58
PRV Uretra Dmáx (Gy)	41,3	40,6	**-1,89**



DISCUSIÓN

Tanto los planes de IA Ethos como los de Eclipse cumplieron nuestras metas clínicas, pero los planes de IA obtuvieron un mayor recubrimiento de PTV V39.20Gy a la vez que una dosis máxima de PRV uretra menor.

CONCLUSIÓN

La planificación con IA puede utilizarse como una técnica estándar para SBRT de próstata. En nuestro servicio se utilizan los planes generados por IA Ethos para tratamientos de SBRT adaptativa online de próstata.

EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN GEOMÉTRICA Y DOSIMÉTRICA EN EL TRATAMIENTO DEL TRIGÉMINO CON COLIMADORES CÓNICOS EN TRUEBEAM: UN ESTUDIO END-TO-END CON BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC Y PELÍCULAS EBT-XD

Reverter Pérez, J. (1); Teijeiro García, A. (2); Mosquera-Pena Sánchez, F. (3); López Soliño, S. (3); Vázquez Rodríguez, J. (3); López Medina, A. (3); Andrade Álvarez, B. (3); Rodríguez Meijide, P. (3); Fernández González, A. (3); Medal Francesch, D. (3); Salvador Gómez, F. (3); Salgado Fernández, M. (3)

(1) Hospital do Meixoeiro de Vigo; (2) Hospital do Meixoeiro; (3) Meixoeiro

INTRODUCCIÓN

Este estudio evalúa la precisión geométrica y dosimétrica del tratamiento del trigémino utilizando colimadores cónicos en un TrueBeam con planificación en Elements y posicionamiento mediante Brainlab Exactrac Dynamic. Se realizaron dos estudios end-to-end, uno geométrico y otro dosimétrico, con el objetivo de validar la exactitud del procedimiento y su aplicabilidad clínica.

MATERIAL Y MÉTODOS

En el estudio geométrico, se utilizó un maniquí antropomórfico con una película radiocrómica fijada mediante una chincheta en el punto de interés. Se adquirió un CT con una máscara de radiocirugía específica y se planificó el tratamiento con el algoritmo PencilBeam en Elements. Se emplearon colimadores cónicos de 5 mm y un tratamiento en Truebeam HD 120 de 7 arcos con variaciones en el giro de mesa entre 0° y 270°. Para la medición, la dosis prescrita se redujo a 30 Gy para evitar la saturación de la película. El maniquí se posicionó con Exactrac Dynamic, utilizando imágenes de rayos X ortogonales en cada giro de mesa para garantizar la correcta alineación del trigémino en el isocentro, no generan respuesta en la película.

En el estudio dosimétrico, se repitió el procedimiento eliminando la chincheta y estableciendo el centro de tratamiento en la posición determinada en el estudio geométrico. Utilizando dosimetría con calibración multicanal y el protocolo one-scan, se analizaron la coincidencia de la dosis medida y la calculada, así como el gradiente y la caída de la dosis en las regiones cercanas al isocentro.

RESULTADOS

En el estudio geométrico, se encontró que la diferencia entre la posición de la chincheta y el centro de las líneas de isodosis era de 0.3 mm, lo que concuerda con la precisión del sistema de posicionamiento (≤0.5 mm). Además, se verificó la precisión de dosis en puntos alejados del isocentro, mostrando coincidencia entre el cálculo y la medición experimental.

En el estudio dosimétrico, se observó un desplazamiento geométrico de 0.35 mm. La dosis medida en un ROI de 1 mm × 1 mm fue de 28.69 Gy, representando una variación del 1% respecto a la dosis planificada de 28.94 Gy en esa región. En la planificación, la dosis en cortes contiguos (a 0.1 mm del central) disminuiría en más de un 3%, lo que refuerza la precisión del sistema.

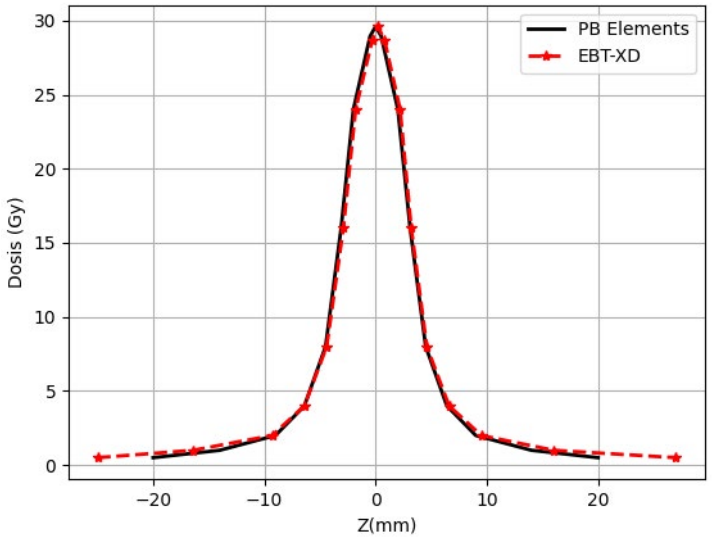
DISCUSIÓN

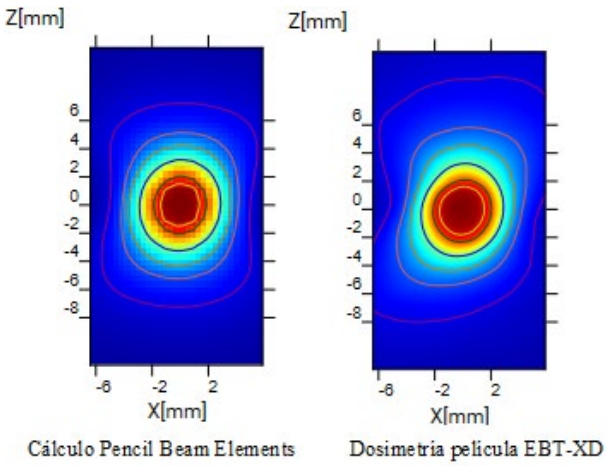
La validación de la distribución de dosis es crucial para garantizar la seguridad del tratamiento. El gradiente de dosis concuerda con el planificado, fundamental dada la cercanía del tronco encefálico. Se observa una dispersión de dosis bajas en el eje dorsal ventral en la película en comparación con PencilBeam a partir de 1 cm del pico, donde la dosis se reduce hasta el 7% de la prescrita.

CONCLUSIONES

La combinación de herramientas avanzadas de Brainlab de planificación, Elements, y posicionamiento, Exactrac Dynamic permite optimizar la seguridad y eficacia del tratamiento. Los resultados con películas radiocrómicas EBT- XD confirman la alta precisión geométrica (<0.5mm) y dosimétrica del sistema, lo que valida el uso de colimadores cónicos garantizando tratamientos seguros y precisos para pacientes con neuralgia del trigémino.

Comparativa del perfil dorsal ventral de dosis con películas radiocrómicas EBT-XD y Pencil Beam, con alta coincidencia geométrica y un ligero aumento de las dosis bajas en EBT-XD





Cálculo Pencil Beam Elements Dosimetria película EBT-XD

ÁREA TEMÁTICA: MEDICINA NUCLEAR DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

COMPARACIÓN DEL PERIODO EFECTIVO DE ELIMINACIÓN PARA [177LU]LU-DOTA-TATE Y [177LU]LU-PSMA-617

Musson Gomez, D. A. (1); Gayol Vilorio, I. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); Barba Pérez, J. C. (1); Morcillo García, A. B. (1); González Ruiz, C. (1); Sierra Díaz, F. (1)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

Los pacientes tratados con 177Lu eliminan el radiofármaco siguiendo un comportamiento biexponencial, con una componente temprana y otra tardía[1]. El objetivo de este trabajo ha sido caracterizar y comparar la eliminación de los dos fármacos actualmente autorizados en España, [177Lu]Lu-DOTA-TATE y [177Lu]Lu-PSMA-617.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha analizado la evolución temporal de la tasa de equivalente de dosis ambiental $/dotH^*(10)$ a 1 metro del paciente en 162 administraciones – 148 de [177Lu]Lu-DOTA-TATE y 14 [177Lu]Lu-PSMA-617. Para cada administración, se han realizado cuatro medidas en distintos momentos: $/dotH^*_{0h}$, $/dotH^*_{1h}$, $/dotH^*_{4h}$ y $/dotH^*_{/geq1d}$, donde el subíndice indica el tiempo transcurrido desde la administración de la infusión. Estos datos se han ajustado a una función biexponencial, con una componente temprana y otra tardía. Además, se ha realizado un ajuste monoexponencial a partir de las medidas $/dotH^*_{4h}$ y $/dotH^*_{/geq1d}$ para caracterizar la eliminación tardía tras el alta radiológica. Así, para cada administración, se han obtenido los periodos efectivos de eliminación $T^{bi,temprano}_{eff}$ y $T^{bi,tardio}_{eff}$ para el ajuste biexponencial, y T^{mono}_{eff} para el monoexponencial. Se ha usado Python para el ajuste de datos y R para el posterior análisis estadístico.

RESULTADOS

Los periodos efectivos de eliminación obtenidos presentan una distribución no normal. Por ello, en la FIGURA 1 se muestra la mediana y el rango intercuartílico de dicha distribución, junto al tamaño de la muestra (N). Además, en la TABLA 1 se comparan los resultados obtenidos con los valores publicados en la literatura.

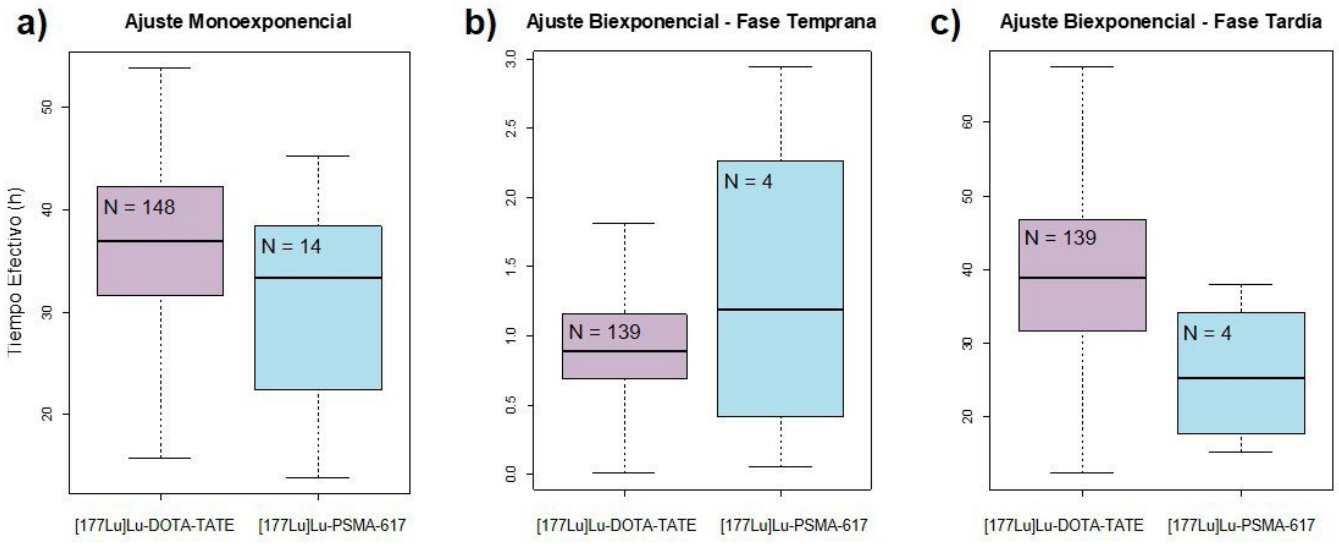


FIGURA 1. Diagrama de caja de los periodos efectivos de eliminación.

Lu-DOTA-TATE	$T_{eff}^{mono}(h)$	$T_{eff}^{bi,temprano}(h)$	$T_{eff}^{bi,tardío}(h)$
Musson et al.	36,9*	1,0*	41,4*
Sandström et al.[1]	-	1,28*	49,5*
Monserrat et al.[2]	25/58*	-	-
Lu-PSMA-617	$T_{eff}^{mono}(h)$	$T_{eff}^{bi,temprano}(h)$	$T_{eff}^{bi,tardío}(h)$
Musson et al.	33,4*	1,2*	25,4*
Kurth et al.[3]	38,4†	1,7†	41,1†
Kulkarni et al.[4]	54†	-	-
Parlak et al.[5]	48,1†	-	-

TABLA 1. Comparación con valores de la bibliografía. *Mediana. †Media.

DISCUSIÓN

A pesar de tratarse de dos radiofármacos marcados con 177Lu, el comportamiento de ambos es ligeramente distinto: la eliminación temprana de [177Lu]Lu-DOTA-TATE parece ser más rápida que la de [177Lu]Lu-PSMA-617, pero esta tendencia se invierte en la fase tardía. Los trabajos previos, además de corroborar este comportamiento, presentan valores similares para la eliminación temprana de ambos fármacos, pero difieren para en la caracterización de la fase tardía del [177Lu]Lu- PSMA-617, especialmente a través del modelo biexponencial. Esto puede deberse al tamaño reducido de la muestra de este trabajo.

CONCLUSIONES

Se ha caracterizado la velocidad de eliminación del [177Lu]Lu-DOTA-TATE y [177Lu]Lu-PSMA-617, ofreciendo parámetros que permiten calcular periodos de ingreso o de restricciones al alta.

REFERENCIAS

1 SANDSTRÖM, M. ET AL. (2012) 'INDIVIDUALIZED DOSIMETRY OF KIDNEY AND BONE MARROW IN PATIENTS UNDERGOING 177LU-DOTA-OCTREOTATE TREATMENT', JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE, 54(1), PP. 33–41.

2. MONSERRAT FUERTES, T. ET AL. (2023) 'INDIVIDUALISATION OF RADIATION PROTECTION RECOMMENDATIONS FOR PATIENTS TREATED WITH [177LU]LU-DOTA-TATE', EJNMMI PHYSICS, 10(1).

3. KURTH, J. ET AL. (2018) 'EXTERNAL RADIATION EXPOSURE, EXCRETION, AND EFFECTIVE HALF-LIFE IN 177LU-PSMA-TARGETED THERAPIES', EJNMMI RESEARCH, 8(1).

4. KULKARNI, H.R. ET AL. (2016) 'PSMA-BASED RADIOLIGAND THERAPY FOR METASTATIC CASTRATION-RESISTANT PROSTATE CANCER: THE BAD BERKA EXPERIENCE SINCE 2013', JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE, 57(SUPPLEMENT 3).

5. PARLAK, Y. ET AL. (2023) 'EFFECTIVE HALF-LIFE, EXCRETION AND RADIATION EXPOSURE OF 177LU-PSMA', RADIATION PROTECTION DOSIMETRY, 199(10), PP. 1090–1095.

DOSIMETRÍA PERSONALIZADA Y NO INVASIVA EN SANGRE Y MÉDULA ÓSEA PARA EL TRATAMIENTO CON I-131 EN PACIENTES CON CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES

Cipitria Herrero, J. (1); Godoy Cazorla, J. (1); Yanez López, D. F. (1); Tornero López, A. M. (1)

(1) Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín

INTRODUCCIÓN

La dosimetría personalizada en pacientes con cáncer diferenciado de tiroides tratados con I-131 es esencial para maximizar la eficacia del tratamiento y minimizar riesgos en médula ósea. Idealmente, la dosimetría implica medir la actividad en la sangre y cuerpo del paciente, pero muchos hospitales carecen de recursos para aplicar este método. Por ello, inspirandonos en Hänscheid et al. [1], desarrollamos, validamos y analizamos un método no invasivo y fácilmente accesible para calcular las dosis absorbidas (D) en médula ósea, utilizando únicamente medidas de tasa de dosis externa.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las actividades administradas (A_0) a 99 pacientes fueron de 100, 125 o 150 mCi de I-131. Medimos la tasa de dosis externa (H) 1, 24, 48 y 72 horas tras la administración a diversas distancias: en contacto, 1 y 2 metros, con el detector RaySafe 452.

La actividad corporal total y la H decaen bi-exponencialmente siguiendo la ecuación (1), siendo *H(t)* la medida de tasa de dosis en el tiempo t, y $/lambda_{ti}, /hspace0.1cm/lambda_{RC}, /hspace0.1cmH_{ti}, /hspace0.1cmH_{RC}$constantes de ajuste que corresponden a los componentes tiroideos y del resto del cuerpo.

$$H(t) = H_{RC}/cdote^{-/lambda_{RC}t} + H_{ti}/cdote^{-/lambda_{ti}t}./hspace9cm(1)$$

Ajustamos las medidas a la ecuación (1) y nos quedamos con las que cumplan $R^2 > 0.999$ y $/epsilon = /fracH(0) - (H_{RC} + H_{ti})H(0) < 0.1$, quedando 59 pacientes. La ecuación propuesta por EANM [2] para calcular la dosis media absorbida en la médula ósea es:

$$D_{m/acuteedula/hspace0.05cm/acuteosea} = 61/cdot/tildeA_{ml/hspace0.05cmde/hspace0.05cmsangre} + /frac0.106wt(Kg)/cdot/tildeA_{cuerpo}./hspace7.5cm(2)$$

Desde esta ecuación, siguiendo las aproximaciones de Hänscheid et al. [1], logramos nuestra fórmula para calcular la dosis en médula ósea únicamente con medidas de tasa de dosis externa

$$D_{m/acuteedula/hspace0.05cm/acuteosea} = /left(/frac8.54V_{ml}^{sangre} + /frac0.106/textwt(kg)/right)/cdotA_0/cdot/frac-t/ln/left(/fracH(t)H(0)/right)./hspace7.1cm(3)$$

Siendo V_{ml}^{sangre} el volumen sanguíneo y $wt(kg)$ el peso del paciente, respectivamente.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

1. Las dosis absorbidas obtenidas en sangre y médula ósea (TABLA 1), y las diferencias entre ambas, concuerdan con la bibliografía, lo cual valida la ecuación (3).

	Sangre	Médula Ósea	Diferencia (%)
D(Gy)(150mCi)	0.42 ± 0.11	0.30 ± 0.08	29%
D(Gy)(125mCi)	0.37 ± 0.16	0.27 ± 0.12	27%
D(Gy)(100mCi)	0.34 ± 0.11	0.25 ± 0.08	26%
Dmean(Gy)(118mCi)	0.37 ±0.15	0.27 ± 0.10	27%

TABLA 1.

2. Encontramos una correlación significativa entre D/A_0 y $1/m$. La ecuación que mejor se ajusta a nuestros datos es $D/A_0 = 0.22/cdotm - 0.0006$, indicando que el valor de $(D/A_0)/cdotm$ se mantiene constante, y esto es cierto, ya que con nuestros datos obtenemos $(D/A_0)/cdotm/left[Gy/cdotKg/mCi/right] = 0.17/pm0.04$, lo que permite calcular actividades personalizadas conociendo únicamente la masa del paciente.

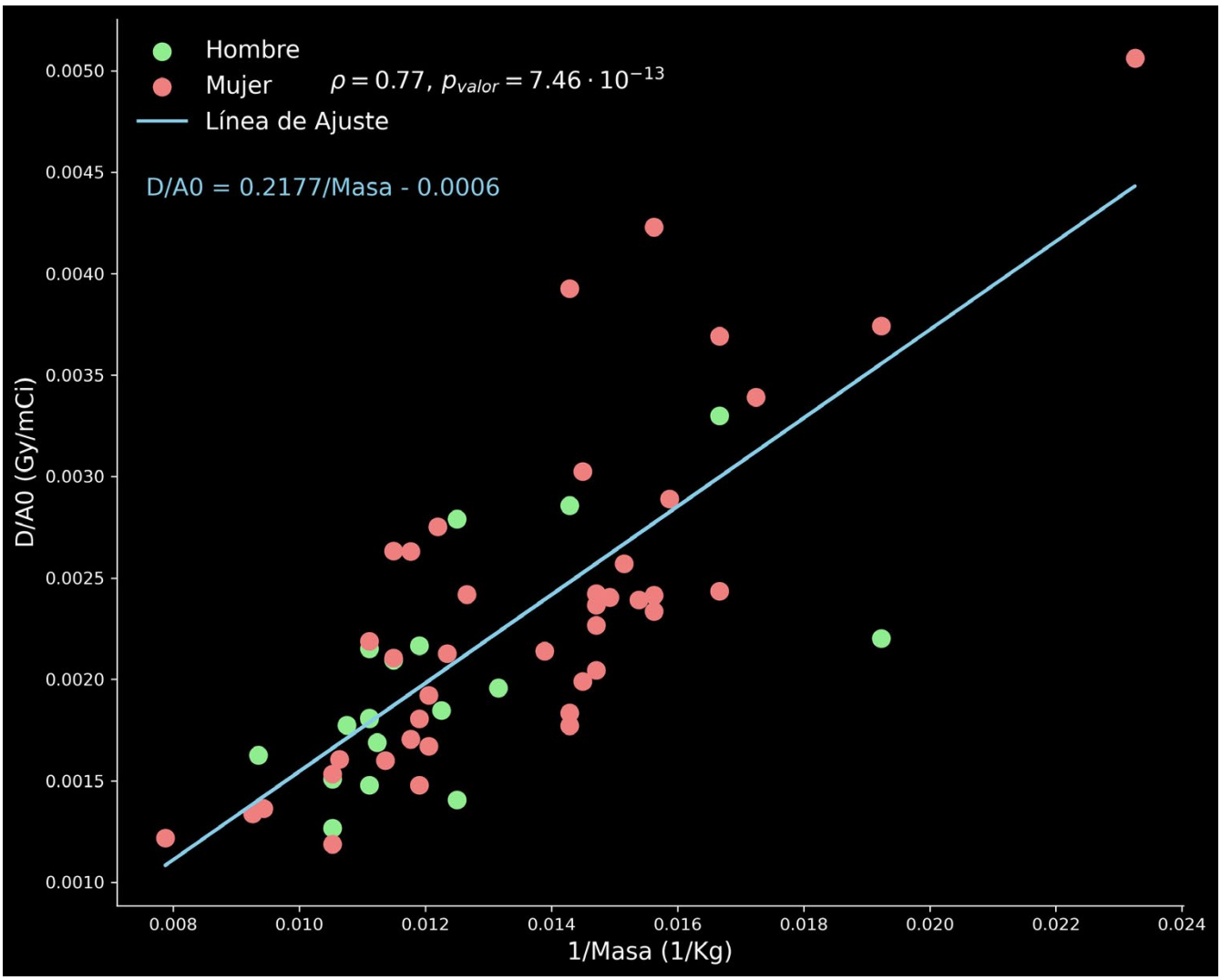


FIGURA 1.

3. No encontramos correlación entre una eliminación más rápida y una mayor masa corporal. Por tanto, la menor dosis en pacientes con mayor masa no se debe a una eliminación más rápida.
4. A mayor A_0, más dosis, pero con eliminación más rápida (mayor $/lambda_{RC}$) resultando en menores D/A_0.
5. Pacientes mayores retienen la actividad durante más tiempo ($/rho = 0.28, /hspace0.1cm p_{valor} = 0.03$, entre $H(48h)/H(0)$ y la edad), conllevando a una mayor dosis absorbida ($/rho = 0.28, /hspace0.1cm p_{valor} = 0.03$, entre D/A_0 y la edad).

CONCLUSIONES

Ningún paciente se acercó al límite de dosis de 2 Gy en médula ósea, por lo que la administración de 200 mCi (máximo recomendado por la EANM sin dosimetría) no debería generar preocupación, especialmente en pacientes con masa corporal significativa y cuando se espera un claro beneficio clínico. Nuestro enfoque proporciona resultados similares al método tradicional de medidas diarias de actividad en sangre y cuerpo, por lo que podría ser una alternativa útil cuando no se dispone del equipamiento necesario para aplicar el método convencional.

BIBLIOGRAFÍA

DOI:10.1677/ERC-09-0076

DOI:10.1007/S00259-008-0761-x

COMPARATIVA DE LOS COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD PARA 177LU EN DIFERENTES GAMMACÁMARAS

Casasola Muñoz, B. (1); Minguez Gabiña, P. (2); Iborra Oquendo, M. A. (1)
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar; (2) Hospital Universitario de Cruces

INTRODUCCIÓN

La limitada resolución espacial de las imágenes SPECT da lugar a efectos de volumen parcial (PVE) que afectan a la exactitud e introducen incertidumbres en los cálculos dosimétricos, afectando sobremanera a lesiones de pequeño tamaño. Para subsanar este efecto, se debe llevar a cabo una caracterización del equipo y calcular las correspondientes curvas de los coeficientes de recuperación (CRs) de actividad, en función de un volumen de interés (VOI).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han usado las 6 esferas del maniquí NEMA IEC de tórax, además de 3 esferas de mayor tamaño, 9 esferoides prolatos y 9 esferoides oblatos, impresos en impresora 3D a partir de resina Formlabs. Se enumeran del 1 al 9, de forma que los insertos con el mismo número presentan distintas superficies, pero mismos volúmenes teóricos de 0.5 cm^3, 1.2 cm^3, 2.6 cm^3, 5.6 cm^3, 11.5 cm^3, 26.5 cm^3, 51.0 cm^3, 92.0 cm^3, 150.5 cm^3, respectivamente. Todos los insertos han sido rellenados con una solución de ^{177}Lu, obtenido a partir de un vial de Lutathera de 7.4 GBq en 24.6 ml de solución. Para la adquisición de las imágenes SPECT/CT, se han empleado las gammacámaras General Electric NM 870 DR y Siemens Symbia Intevo Bold. Para la reconstrucción de las imágenes SPECT se ha usado un algoritmo OS-EM con filtro gaussiano con una anchura a mitad de altura (FWHM) igual a 4.2 mm en el caso de la gammacámara de Siemens. En el caso de GE, el valor de FWHM del filtro gaussiano debe ser igual a 1 píxel, lo que equivale a 4.41 mm. Por último, se adquirieron imágenes SPECT/CT de un maniquí cilíndrico relleno de una cantidad conocida de ^{177}Lu para hallar el factor de calibración de cada equipo.

RESULTADOS

En las figuras 1 y 2 se representan los valores de los coeficientes de recuperación en función del volumen medido de cada inserto, distinguiendo según la gammacámara empleada. Se observa una tendencia parecida, presentando la gammacámara Siemens mejor recuperación.

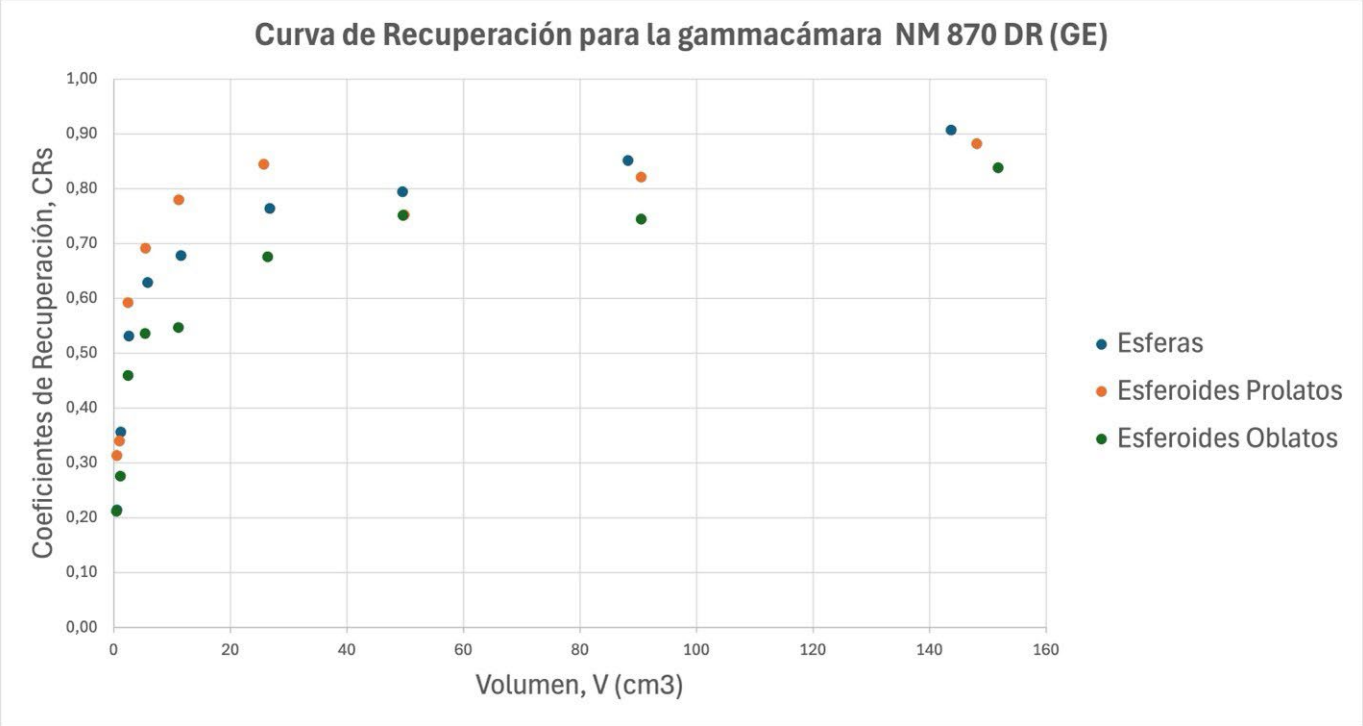


Figura 1

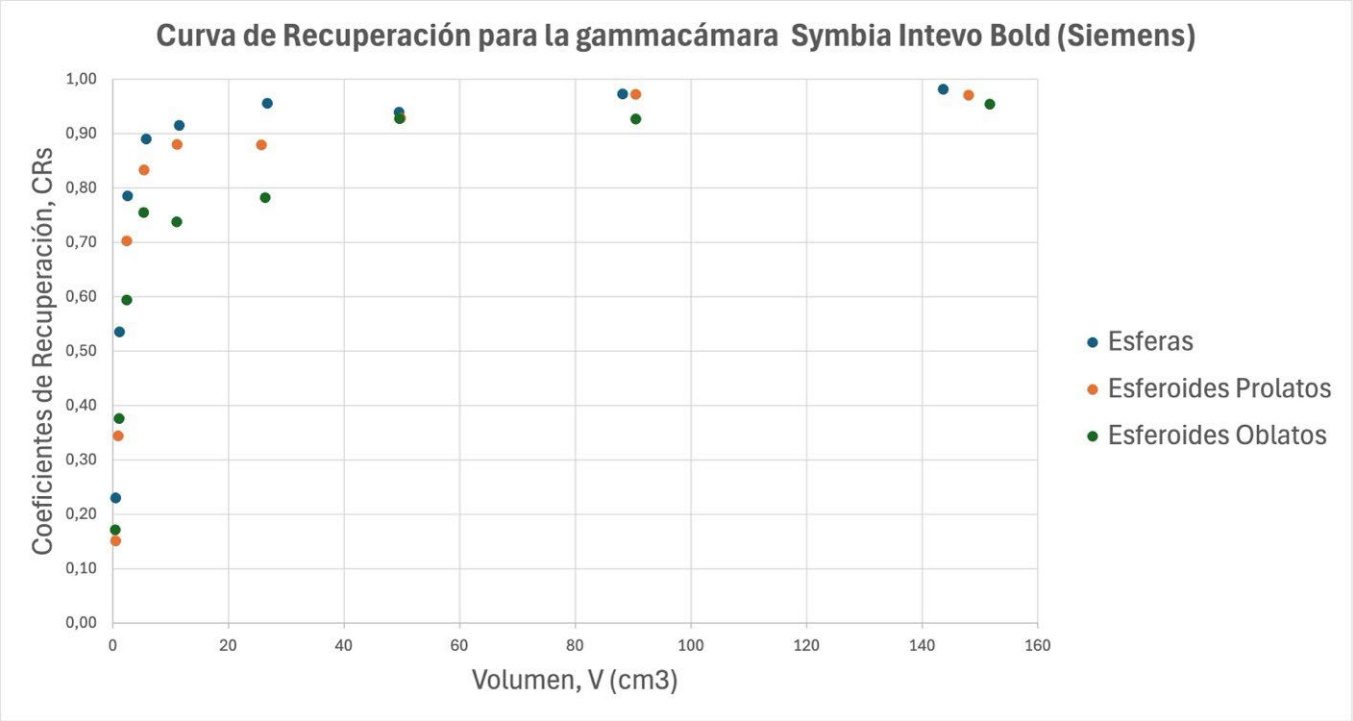


FIGURA 2

DISCUSIÓN

Se observa que se obtienen diferentes coeficientes de recuperación según la geometría del inserto empleado. En general, se aprecia que se alcanzan valores menores para los esferoides, especialmente para los oblatos.

Para todas las adquisiciones, la gammacámara GE NM 870 DR recupera peor que la gammacámara Siemens Symbia Intevo Bold. En medidas previas se había comprobado experimentalmente que la resolución espacial del equipo de Siemens es mejor que la de la gammacámara de GE, y los resultados obtenidos concuerdan con lo esperado, ya que la curva de recuperación de actividad depende de la resolución espacial.

CONCLUSIONES

Se espera que la determinación de las curvas de recuperación en función del cociente Volumen/Superficie suponga una mejora en la exactitud y la precisión de los cálculos dosimétricos de pacientes en terapia metabólica con radiofármacos, especialmente en aquellos casos donde las lesiones sean de pequeño tamaño y su adquisición se vea gravemente influenciada por un fenómeno de sobredimensionamiento.

VALIDACIÓN DE UN FLUJO DE TRABAJO PARA LA CUANTIFICACIÓN EN LA GAMMAGRAFÍA SALIVAR CON 99MTC-PERTECNETATO

Camba Capitán, F. M. (1); Zamorano-Rivas, M. (2); Bagán-Trejo, A. (2); Reynés-Llompart, G. (3); Gracia-Sánchez, L. (2); Leo-Martínez, F. (3); Cruz-González, M. (3); Benaches-Magraner, L. (3); Picon-Olmos, C. (3)

(1) Hospital Universitari de Bellvitge-Institut Català d'Oncologia (ICO); (2) Servicio de Medicina Nuclear-PET IDI, Hospital Universitari de Bellvitge; (3) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia (ICO)

OBJETIVO

La gammagrafía de glándulas salivales con 99mTc-pertecnetato se utiliza para evaluar la función glandular, aunque en la práctica clínica su análisis es predominantemente visual. Este estudio tiene como objetivo validar un flujo de trabajo para la cuantificación de la actividad glandular usando el software MIM 7 (GE Healthcare) para la obtención de parámetros cuantitativos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un análisis retrospectivo de 30 pacientes (26 mujeres; edad media de 61,3 años) con gammagrafía salival entre agosto y octubre de 2024, divididos en tres grupos: síndrome de Sjögren (9 pacientes), síndrome seco (16 pacientes) y grupo sano (5 pacientes).

Los estudios consistieron en la adquisición de imágenes dinámicas en proyección anterior de la región cérvico-facial durante 30 minutos tras la administración de 99mTc-pertecnetato, con aplicación de un estímulo ácido (zumo de limón) a los 15 minutos. Se estableció un flujo de trabajo para la cuantificación de la captación y función glandular mediante la segmentación con volúmenes de interés (VOIs) en las glándulas salivales mayores con el software MIM. Se utilizó este mismo software para la cuantificación.

Los parámetros evaluados fueron la tasa de captación a los 15 minutos (TC), el porcentaje de captación (PC) y la fracción de eyección (FE). Se realizaron comparaciones entre grupos mediante la prueba T de Student y la U de Mann-Whitney para determinar la existencia de diferencias significativas.

RESULTADOS

El flujo de trabajo permitió obtener valores cuantificables de la actividad glandular en todos los pacientes. Se encontraron diferencias significativas en la FE de la parótida derecha (PD) entre el grupo con síndrome de Sjögren (FE: 36,34 ± 5,65) y el grupo sano (FE: 55,42 ± 5,51), así como en la FE y el PC de la PD entre el grupo con síndrome de Sjögren (PC: 5,25 ± 0,90) y el grupo con síndrome seco (FE: 50,74 ± 3,89; PC: 8,56 ± 0,89), con un nivel de significación $p<0.05$.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El flujo de trabajo desarrollado con el software MIM permite la cuantificación objetiva de la función glandular en la gammagrafía salivar, proporcionando parámetros que podrían contribuir a la diferenciación entre pacientes con síndrome de Sjögren, síndrome seco y sujetos sanos. La FE y el PC de la parótida derecha se presentan como los parámetros más relevantes en este estudio. Aunque en el resto de comparaciones no se hallaron diferencias significativas, los valores obtenidos fueron consistentes con los reportados en la literatura.

Se requieren estudios adicionales con un mayor número de pacientes y una distribución más homogénea de los grupos para validar plenamente el flujo de trabajo y mejorar su aplicabilidad clínica.

ÁREA TEMÁTICA: RADIODIAGNÓSTICO DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

COMPARATIVA DE MÉTODOS DE CÁLCULO DE DGM: TG282 VS DANCE

Altozano Ruiz, E. (1); Almansa López, J. (1); Gallardo Jiménez, A. (1)
(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves

INTRODUCCIÓN

La dosis glandular media (DGM) en mamografía ha sido calculada tradicionalmente mediante el Método de Dance [1]. Recientemente, la AAPM-EFOMP ha propuesto una nueva metodología que incluye un modelado más realista de la anatomía de la mama así como de las distintas proyecciones que se realizan [2]. Este trabajo compara los resultados de ambos métodos en una muestra de pacientes del Área sanitaria de Granada.

MATERIAL Y MÉTODOS

Utilizando OpenREM [3], en una primera aproximación al problema, se han obtenido los metadatos de unas 19000 proyecciones FFDM: 10000 de un equipo Hologic Selenia Dimensions y 9000 de un equipo Fujifilm AMULET Innovality.

Se han caracterizado ambos mamógrafos para cada combinación ánodo-filtro siguiendo el procedimiento descrito en el TG282, usando el detector RTI Piranha 657.

Mediante un software propio escrito en Python realizamos:

1. Filtrado del tipo de adquisición (FFDM, DBT, o CEDM) y clasificación por técnica, espesor, proyección (CC o MLO), etc
2. Cálculo con la metodología de Dance implementada en el propio script y con la metodología TG282 llamando al software provisto en [2].
3. Análisis y comparación de los resultados.

RESULTADOS

Se presenta en la FIG. 1 ajustes para los equipos estudiados y para las proyecciones CC y MLO de FFDM.

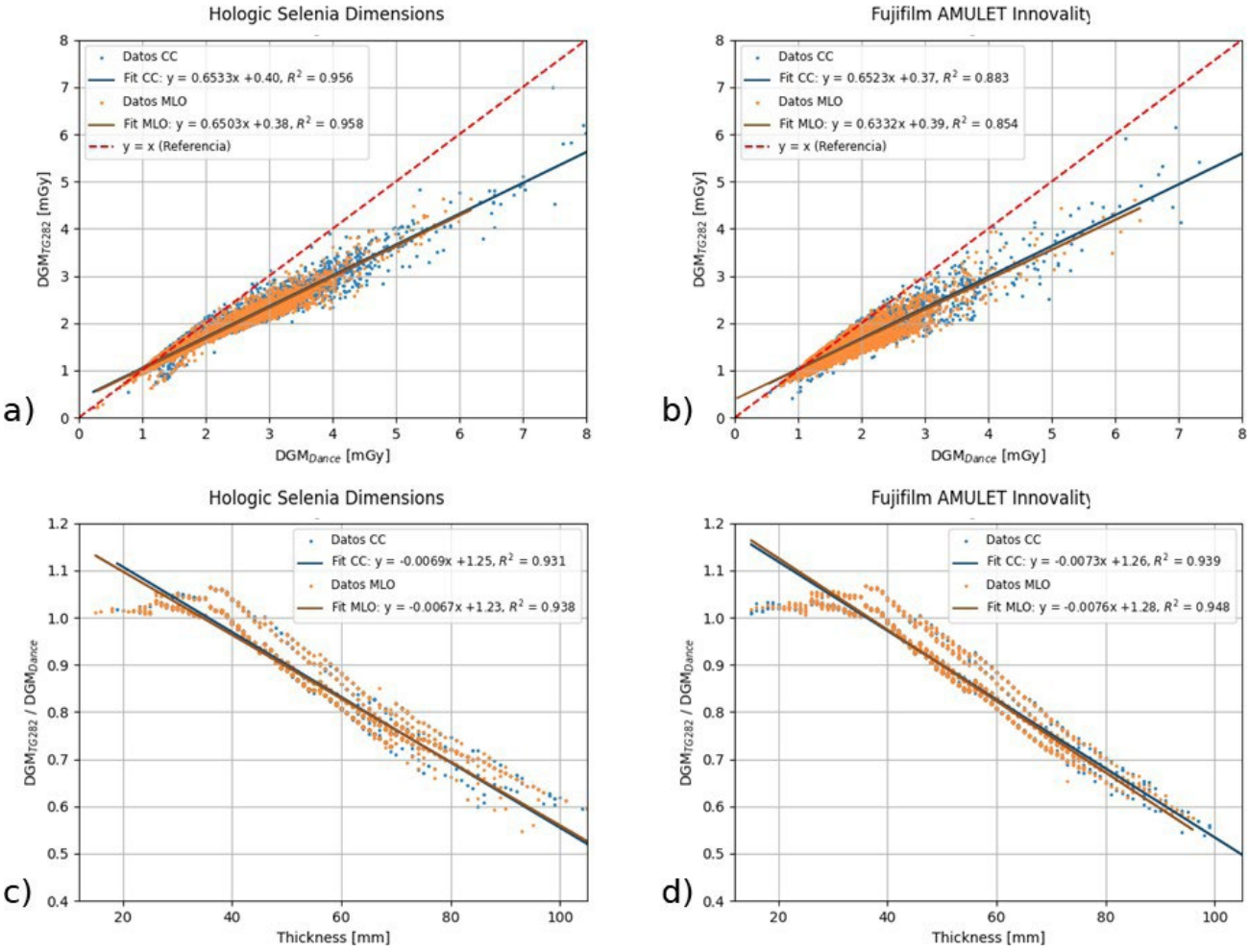


FIGURA 1. a,b) $/text DGM_{/text TG282}$ en función de $/text DGM_{/text Dance}$. c,d) $/frac/text DGM_{/text TG282}/text DGM_{/text Dance}$ en función del espesor.

Se realizan ajustes separados con ambas proyecciones y se obtiene, mediante el Test de Chow, que no son estadísticamente equivalentes (p<0.05) en ambos equipos (TABLA 1).

	$DGM_{Dance} > DGM_{TG282}$	Estadístico de Chow	Valor p
Hologic	90 %	42.8	$3 \cdot 10^{-19}$
Fujifilm	86 %	18.0	$2 \cdot 10^{-8}$

TABLA 1. Resultados de los test de Chow realizados y porcentaje de mamografías con $/text DGM_{/text Dance} > /text DGM_{/text TG282}$.

DISCUSIÓN

Los equipos ofrecen resultados similares en cuanto a la comparación entre métodos. La FIG. 1 a,b) reproduce los resultados del TG282 (Figure C.1[1]), donde no se especificaba el modelo de mamógrafo, siendo DM System C el más similar a los aquí estudiados.

El método de Dance ofrece una dosis mayor que el TG282 para la mayoría de las mamografías (Tabla 1) en ambos equipos, lo que indica la necesidad de una adaptación de los DRL.

Los tests de Chow realizados justifican la complejidad del TG282 en cuanto a la distinción entre proyecciones.

CONCLUSIONES

TG282 genera valores de DGM significativamente menores que Dance en gran parte de la muestra estudiada, especialmente en mamas de mayor espesor, lo que podría afectar los DRL. Esta discrepancia refleja las diferencias en los modelos de simulación empleados. Ambos equipos producen resultados similares.

REFERENCIAS

[1] Dance, D. R., et al. "Additional Factors for the Estimation of Mean Glandular Breast Dose Using the UK Mammography Dosimetry Protocol." Physics in Medicine & Biology, vol. 45, no. 11, Nov. 2000, p. 3225, doi:10.1088/0031-9155/45/11/308.

[2] Sechopoulos, Ioannis et al. "Joint AAPM Task Group 282/EFOMP Working Group Report: Breast dosimetry for standard and contrast-enhanced mammography and breast tomosynthesis." Medical physics vol. 51,2 (2024): 712-739. doi:10.1002/mp.16842

[3] https://openrem.org/

ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA DE UN DOSÍMETRO ELECTRÓNICO FRENTE A UN DOSÍMETRO PASIVO EN CAMPOS DISPERSOS DE RADIACIÓN PULSADA

Martorell Ruiz, M. (1); Sánchez Casanueva, R. (1); Fernández Soto, J. M. (1); Mesa González, A. (1); Gañán Mora, A. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

Los dosímetros activos pueden proporcionar información detallada sobre la dosis ocupacional, útil en la optimización de la protección radiológica. Las evaluaciones de dosímetros personales activos (APD) en campos de radiación típicos de radiología intervencionista muestran una disminución de la respuesta de la mayoría de ellos con la tasa de dosis.

En este estudio evaluamos la respuesta de un dosímetro electrónico de silicio frente a un dosímetro pasivo de referencia y proponemos un umbral en la respuesta para garantizar la fiabilidad de las medidas. Además se analizan eventos de irradiación clínicos para cuantificar qué porcentaje de eventos están fuera del umbral de medida.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron dosímetros electrónicos i3 de Raysafe y, como referencia, dosímetros de luminiscencia estimulada ópticamente (OSL) nanoDot de Landauer por ser independientes con la tasa de dosis. Las medidas se realizaron con un sistema de fluoroscopia de arco en C, Canon Infx-8000C.

Los dosímetros se irradiaron con radiación dispersa cubriendo tasas de dosis promedio de moderadas a altas (1 a 217 mSv/h). La energía del haz se mantuvo fija y se varió la corriente de tubo, anchura y frecuencia de pulso. Con información del haz rayos X contenida en el informe estructurado (SR) y la dosis acumulada en cada evento calculamos la tasa de dosis instantánea.

Se establece un umbral, respuesta del 0,65 del dosímetro electrónico frente al de referencia, por debajo del cual las medidas no se consideran cuantitativas.

Se analizaron eventos de irradiación correspondientes a operadores registrados en noviembre de 2024. Se calcula la tasa de dosis instantánea y se analizan los eventos fuera del umbral.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El gráfico 1 muestra la disminución de la respuesta relativa del dosímetro electrónico frente al OSL con la tasa de dosis instantánea junto al umbral propuesto.

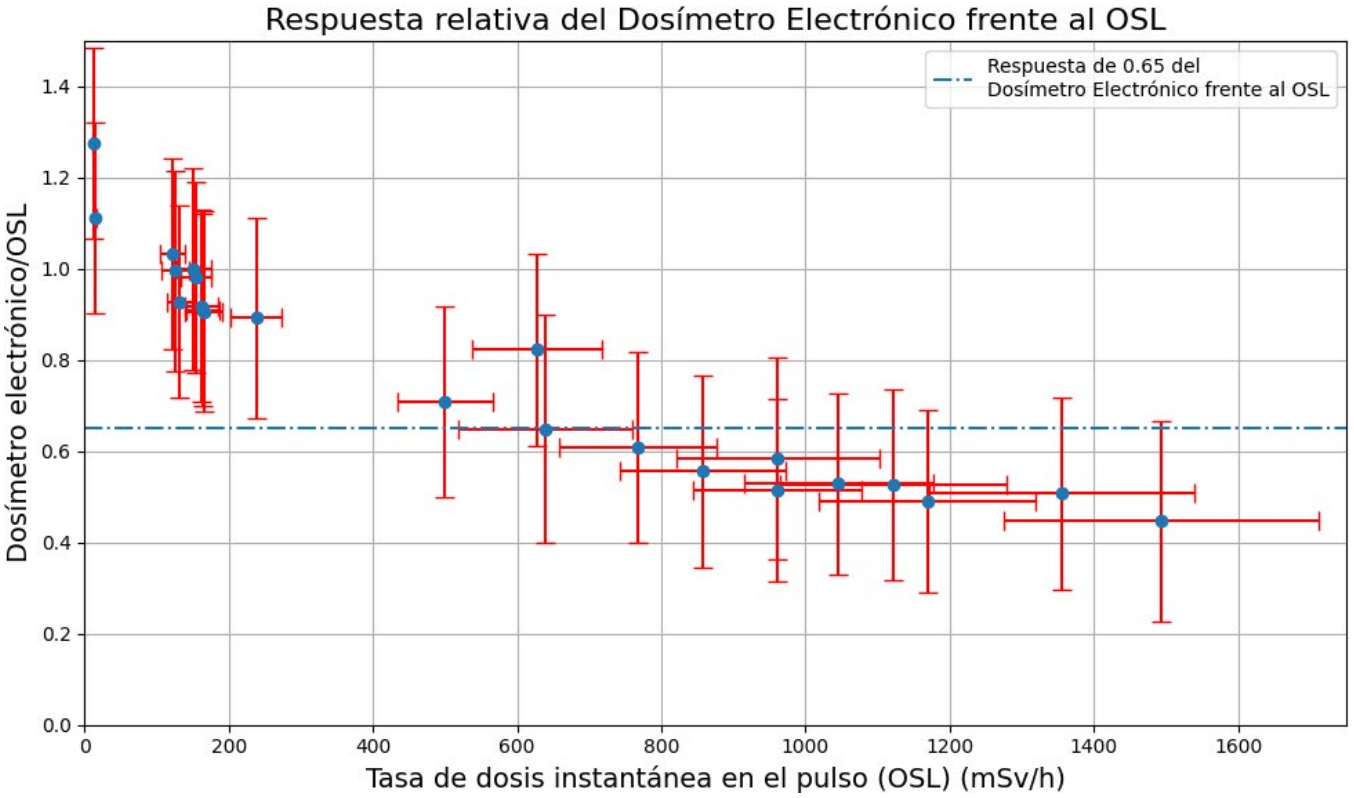


Gráfico 1. Respuesta relativa del dosímetro electrónico frente al OSL respecto a la tasa de dosis instantánea calculada del OSL. La línea punteada representa el umbral por debajo del cual las medidas no son cuantitativas.

En el gráfico 2 se representa el histograma de 0,7 millones de eventos ocupacionales analizados. Un 99,6% de los eventos se encuentran dentro del umbral cuantitativo. Por tanto, los dosímetros electrónicos miden bien en la gran mayoría de situaciones.

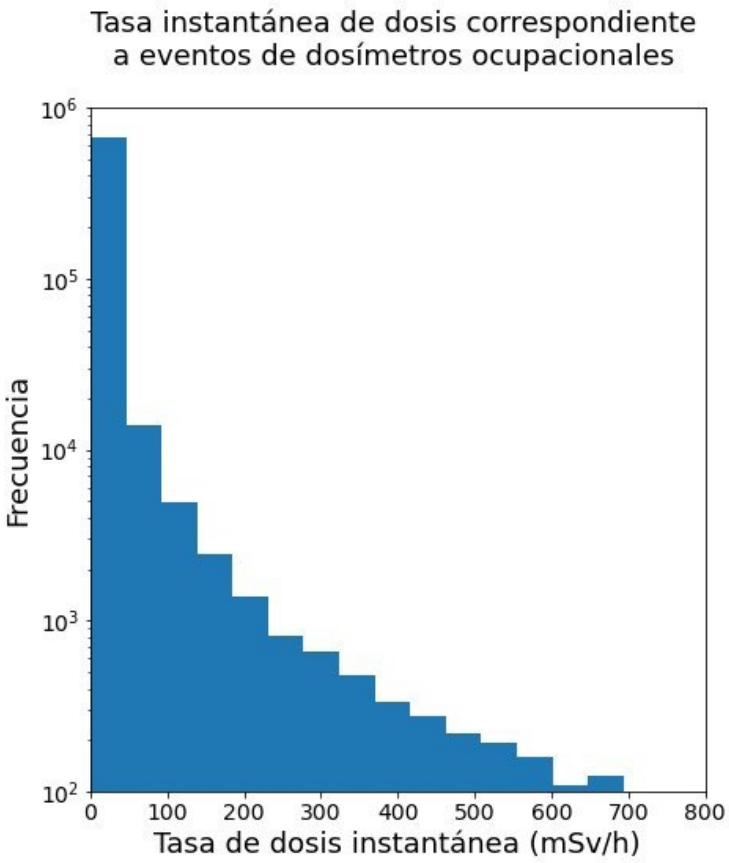


Gráfico 2. Histograma de la tasa de dosis instantánea para eventos de dosímetros ocupacionales

CONCLUSIÓN

Se confirma que la respuesta del dosímetro electrónico estudiado está afectada por la tasa de dosis por pulso, infraestimando la dosis a tasas de dosis instantáneas muy altas (>350 mSv/h).

No obstante, cuando analizamos una muestra de eventos de irradiación ocupacionales registrados, solamente el 0,4% podría estar afectado por esta limitación.

Este método sería extrapolable a otros dosímetros activos si tenemos información a nivel de evento de irradiación de los dosímetros y del SR, abriendo la posibilidad a realizar correcciones por tiempo muerto.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN

Pérez Baeza, M. (1); Sáez Muñoz, M. (1); Pallás Tamarit, Y. (1); Sevilla Terrasa, A. (1); Martorell Alsina, S. (1)
(1) Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València.

INTRODUCCIÓN

La Directiva 2013/59/EURATOM limita la exposición externa en recintos cerrados debida a la radiación gamma emitida por los materiales de construcción, adicionalmente a la exposición externa al aire libre, a 1 mSv/año. Esta normativa ha sido traspuesta a la legislación española en el R.D.1029/2022.

El objetivo de este trabajo es la caracterización radiológica de los materiales de construcción más empleados en España (hormigón, ladrillos, baldosas, mármoles, nuevos materiales, etc.) para ver si cumplen con la normativa.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron 56 materiales de construcción mediante espectrometría gamma. Las actividades de ^{226}Ra y ^{232}Th se estimaron a través de sus descendientes en equilibrio secular: ^{214}Pb (351,92keV) y ^{228}Ac (911,07keV), respectivamente. La actividad de ^{40}K se estimó a través de su pico (1460,75keV).

Se evaluó la contribución de cada isótopo en la dosis externa calculando el índice de concentración de actividad de la Unión Europea (equivalente al de la normativa española):

$$I=C(^{226}Ra)/300+C(^{232}Th)/200+C(^{40}K)/3000$$

Para las muestras con I>1, se evaluó la dosis anual producida, teniendo en cuenta la densidad, espesor y uso previsto del material (estructural o superficial), como exige la Directiva 2013/59/EURATOM. Se siguió el procedimiento "CEN/TR 17113:2017" del Comité Europeo de Normalización.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los materiales estudiados poseen actividades muy variables de ^{226}Ra, ^{232}Th y ^{40}K, incluso para el mismo tipo, debido a su diferente composición (TABLA 1).

TABLA 1. Actividades de ^{226}Ra, ^{232}Th y ^{40}K, densidad y espesor de los materiales.

Material de construcción	Densidad (g/cm^3)	Espesor (cm)	C ^{226}Ra (Bq/kg)	C ^{232}Th (Bq/kg)	C ^{40}K (Bq/kg)
HORMIGÓN	-	9 - 18,5	14 - 14,05	5,28 - 7,38	93,5 - 138,9
LADRILLOS	1,58 - 2,14	3 - 10,5	37,3 - 124,1	53,1 - 77,9	801 - 1133
GRANITO	2,55 - 3,04	1,87 - 2,1	0,99 - 145,3	2,41 - 178	6,68 - 1764
MÁRMOL	2,35 - 2,86	1,5 - 2,2	1,2 - 42,3	1,36 - 6,4	4,4 - 96
TERRAZO	2,18 - 2,53	3 - 3,5	11,82 - 17,57	2,93 - 4,27	17,1 - 63,1
PRODUCTOD DE YESO	0,63 - 0,75	1,2 - 1,5	3,4 - 52,7	5,7 - 9,0	39 - 106
AZULEJOS Y BALDOSAS CERÁMICAS	1,72 - 2,56	0,7 - 1	46,4 - 101,8	52,4 - 70,1	376 - 998
NUEVOS MATERIALES:					
SILESTONE	2,28 - 2,38	1,9 - 2,1	3,93 - 12,12	4,8 - 6,5	34,6 - 50,7
DEKTON	2,4 - 2,67	0,8 - 2	46,7 - 633	29,4 - 114,9	661 - 1030
NEOLITH	2,42 - 2,52	1,2	34 - 308	40,1 - 93,5	282 - 420
PORCELÁNICO	1,7 - 2,56	1,1 - 1,6	41,1 - 227,3	41,5 - 62,5	531 - 862

El mármol, terrazo y pladur presentan actividades muy bajas. En los materiales estructurales, los ladrillos presentan actividades superiores al hormigón, posiblemente por su composición arcillosa. En los materiales superficiales, el Silestone presenta actividades menores al resto, pues Dekton, Neolith, porcelánicos y algunas baldosas cerámicas pueden presentar silicatos de circonio en su composición, incrementando la actividad de ^{226}Ra y ^{232}Th. Además, aquellas muestras con arcillas rojas en su composición presentan actividades de ^{40}K superiores.

A continuación, se calculó el índice de concentración de actividad. Los mármoles, el hormigón, el pladur y el terrazo presentan índices bajos (I<0,4). Las baldosas están por debajo del límite (I=0,6-0,9). El granito y los ladrillos presentan índices próximos/superiores a 1. Excepto el Silestone (I<0,2), los nuevos materiales presentan índices variables por su diferente composición, superando algunas veces el límite. Para las muestras con I>1, se evaluó la dosis anual producida (TABLA 2), obteniéndose dosis inferiores a 1mSv/año.

TABLA 2. Índice de concentración de actividad y dosis anual producida.

(I)

Nº	Tipo material	Nombre del material	I (EU) ± U (k=2)	Dosis (mSv/año)
13	Granito	Granito Blanco Perla	0,997 ± 0,030	0,467
14	Granito	Granito Rosa Porriño	1,960 ± 0,064	0,729
15	Granito	Granito Azul Vizag	1,704 ± 0,075	0,637
16	Granito	Granito Crema Julia	1,320 ± 0,043	0,567
17	Granito	Granito (verde)	1,194 ± 0,034	0,501
33	Ladrillo	Ladrillo rojo fino (Leroy Merlin)	1,163 ± 0,039	0,243
23	Porcelánico	Porcelánico Calacatta (Infinity)	1,247 ± 0,037	0,441
25	Neolith	Neolith Artic White	2,125 ± 0,061	0,514
29	Dekton	Dekton Domoos	3,007 ± 0,087	0,798
30	Dekton	Dekton Aura	1,163 ± 0,039	0,836
43	Dekton	Dekton Trance kC (Cosentino)	1,635 ± 0,045	0,646

CONCLUSIONES

La caracterización radiológica de estos materiales pone de manifiesto que las actividades de ^{226}Ra, ^{232}Th y ^{40}K son muy variables debido a su diferente composición, siendo superiores aquellos con silicatos de circonio y/o arcillas.

Algunos materiales presentaron índices superiores a 1, pero con dosis calculadas inferiores a 1 mSv/año. Podrían utilizarse como materiales de construcción desde el punto de vista de la protección radiológica. Para aquellos que superaran el límite, debería realizarse un cálculo de dosis más detallado para establecer restricciones de uso.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

VALIDACIÓN DE LA DETERMINACIÓN DEL ÍNDICE ALFA TOTAL EN AGUA SUBTERRÁNEA EMPLEANDO RESINAS CENTELLEADORAS (PSRESIN)

Moneo Bernal, H. (1); Rozas Guinea, S. (1); Giménez Guerra, I. (2); Idoeta Hernandorena, R. (1); Bagán Navarro, H. ; Herranz Soler, M. E. (1); Tarancón Sanz, A. (2)

(1) Escuela de Ingeniería de Bilbao (UPV/EHU); (2) Facultat de Química (UB)

INTRODUCCIÓN

El índice alfa total es un parámetro ampliamente usado en la caracterización de aguas y regulado a nivel internacional. Para esta determinación, en el Laboratorio de Medidas de Baja Actividad de la Universidad del País Vasco, se usa el método de desecación y medida por contador proporcional. Sin embargo, cuando la complejidad de la muestra impide alcanzar los límites de detección (LIDs) requeridos, la determinación se realiza por evaporación y medida por centelleo líquido (CL). Este enfoque no resuelve en todos los casos la problemática, debido a la extinción o la separación de fases.

En este contexto, las resinas centelleadoras (PSresin) específicas para emisores alfa, desarrolladas por la Universitat de Barcelona, se presentan como una alternativa viable que permite el tratamiento de mayores volúmenes de muestra, reduciendo los LIDs, así como la generación de residuos orgánicos como los producidos en CL.

MATERIAL Y MÉTODOS

El método empleado en este trabajo se basa en el de I. Giménez et al. [1] y consiste en acidificar 100 ml de muestra con HNO_3 y pasarlos a través de la columna de PSresin para su medida en un 1220 Quantulus™.

Cuando se implementa un método nuevo se requiere su puesta a punto y validación. En la puesta a punto se ha planteado la evaluación del rendimiento de retención, el parámetro discriminador de pulsos (PSA) óptimo, la eficiencia de contaje, las incertidumbres y el LID.

Para evaluar el rendimiento de retención, se han trazado una serie de muestras con europio estable y se ha evaluado su retención en las resinas, asumiendo un comportamiento análogo para los emisores alfa más habituales. El PSA óptimo se ha determinado midiendo una serie de columnas con PSresin conteniendo emisores alfa (^{238}Pu, ^{236}U y ^{241}Am) o beta puros (^{90}Sr/^{90}Y). La eficiencia se ha calculado en el PSA óptimo usando ^{241}Am, permitiendo evaluar las incertidumbres y el LID.

A continuación, el método se ha validado a dos niveles de actividad en agua subterránea y se han evaluado la exactitud, la precisión y la reproducibilidad de los resultados.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El rendimiento para las muestras analizadas se encuentra en torno al 98 %. En relación con la separación α/β se ha observado que el PSA óptimo se encuentra alrededor de 70, valor en el que la eficiencia para ^{241}Am alcanza el 88 %.

En los dos niveles de actividad, la exactitud obtenida es menor que el estadístico t (2,58) y la precisión mejor que el 15 %. Los resultados son reproducibles, ya que la dispersión entre la media y los resultados parciales es menor que el 15 %, y hay solape entre bandas de error (2σ). Los valores de LID son del orden de 0,036 Bq l^{-1}, para 100 ml de muestra y tiempos de medida de 6 h.

CONCLUSIONES

La determinación del índice alfa total mediante PSresin en agua subterránea se ha validado satisfactoriamente.

[1] I. Giménez et al. (2023) Fast analysis of gross alpha with a new plastic scintillation resin. Analytica Chimica Acta 1248

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE TRABAJADORES EXPUESTOS EN TRATAMIENTOS CON RENIO-188

Martín Fontán, M. I. (1); Rot San Juan, M. J. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Retorta Fernández, P. (1); Lozano Martínez, R. (1); Alonso Delgado, I. (1); Martín García, D. (1); Gilarranz Moreno, R. M. (1)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

El cáncer de piel no melanoma representa el 80% de los casos de cáncer de piel. El tratamiento más efectivo es la cirugía, pero dependiendo del tamaño y localización, no siempre es el más indicado.

El sistema Rhenium-SCT® (OncoBeta® GmbH) es una alternativa a la cirugía basada en la aplicación de una resina acrílica sintética marcada con un nanocoloide de sulfuro de ^{188}Re que permite tratar lesiones en piel de hasta 3 mm de profundidad.

La resina se dispensa en cartuchos y el procedimiento de aplicación conlleva una exposición a la radiación de los especialistas en Medicina Nuclear (MN). Por tanto, y con motivo del primer tratamiento realizado en España con dicha técnica, es importante realizar un estudio de protección radiológica del personal, estimando la dosis en las zonas corporales más expuestas.

MATERIAL Y MÉTODO

El especialista en MN aplica el ^{188}Re sobre un film que cubre la lesión mediante un aplicador con brocha, protegiendo la mano con un blindaje plástico. Transcurrido el tiempo de tratamiento, retira el film con ayuda de unas pinzas largas. Durante el procedimiento debe llevar máscara facial, mandil plomado, protector de tiroides y bata y guantes desechables.

Para el estudio de la exposición se han colocado dosímetros TLD-100 en las zonas corporales más expuestas: dedo de mano derecha, antebrazo derecho, tiroides y ojos (Imagen 1). En el caso del tiroides y ojos, los TLD se han colocado sobre los protectores para evaluar la exposición en caso de no llevarlos. Posteriormente, se han corregido las lecturas para evaluar la dosis sobre los órganos protegidos a partir de los datos del Radionuclide and Radiation Protection Data Handbook. Se han colectado datos en dos días diferentes y un total de cuatro especialistas. Las dosis medidas se han normalizado a la actividad manipulada en cada caso.



Imagen 1. Localización de los dosímetros TLD.

RESULTADOS

Las dosis recibidas por los cuatro especialistas, teniendo en cuenta las prendas de protección, se registran en la TABLA 1.

Localización TLD	D_1 (mSv)	D_2 (mSv)	D_3 (mSv)	D_4 (mSv)
Dedo mano derecha	0.76	1.39	-	-
Antebrazo derecho	0.44	0.86	-	-
Tiroides	0.67	1.36	1.18	1.23
Ojo derecho	0.0031	0.0035	0.0010	0.00096
Entreojo	-	-	0.00048	0.00045
Ojo izquierdo	0.0030	0.0034	0.0031	0.0029

TABLA 1. Dosis absorbida en función de la localización de los dosímetros TLD. D_i representa la dosis, D, recibida por el especialista i.

Las dosis normalizadas obtenidas son de $4.7{\cdot}10^{-3}$ µSv/MBq en cristalino, 2.1 µSv/MBq en tiroides, 1.8 µSv/MBq en dedos y 1.1 µSv/MBq en antebrazo.

DISCUSIÓN

Teniendo en cuenta que cada cartucho contiene 2200 MBq (actividad suficiente para tratar unas 3 lesiones) y que el órgano limitante en este procedimiento es el cristalino, cada especialista podría tratar anualmente 45 lesiones, aproximadamente.

Sin protectores, la dosis recibida sería de 3.8 µSv/MBq en tiroides y de 4.7 µSv/MBq en cristalino; es decir, casi el doble en tiroides y un factor 1000 en cristalino, lo que evidencia la importancia del uso de estos protectores.

CONCLUSIÓN

A nivel de protección radiológica, se puede considerar que el procedimiento empleado es seguro para los trabajadores siempre que se usen las prendas de protección personal y se optimicen las medidas básicas de protección radiológica.

CARACTERIZACIÓN DE LA RESPUESTA TEMPORAL EN DETECTORES EMPLEADOS EN LA VIGILANCIA RADIOLÓGICA EN RADIODIAGNÓSTICO

Yang, G. (1); Rojo Navarrete, D. (1); García Riñón, D. (1); Barroso Miranda, M. (1); Pérez Marcos, P. (1); Sánchez López, R. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. (1); De La Monja Rey, P. (1); Galiano Fernández, P. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Alonso Delgado, I. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Algunos equipos de radiodiagnóstico no permiten realizar exposiciones de radiación durante tiempos mayores a uno o dos segundos. Esto supone una limitación a la hora de realizar la vigilancia radiológica de una sala a partir de medidas de tasa de dosis. Cuando los tiempos de exposición son bajos, y especialmente en el rango de bajas tasas, los detectores tienden a subestimar los valores de la tasa de equivalente de dosis ambiental.

Las medidas realizadas con exposiciones cortas se pueden corregir aplicando un factor temporal. Se obtiene comparando las medidas de tasa de dosis a distintos tiempos de exposición con la medida que proporciona el equipo a tiempos altos, una vez la señal ha estabilizado. La relación entre este factor y el tiempo de disparo se puede describir mediante una función que depende del tipo de detector y el rango de tasa. En este trabajo se determinó esta función para tres tipos de detectores diferentes y para tres rangos de operación.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se caracterizaron tres tipos de detectores de radiación: Victoreen Fluke 451B (cámara de ionización), RaySafe Fluke 452 (combinación entre cámara de ionización y detector de estado sólido) y RaySafe X2 Survey Sensor (detector de estado sólido). La fuente de rayos X empleada procedía de un arco intervencionista Philips Azurion 7M20; y se realizaron disparos en modo fluoroscopia con tiempos de exposición entre 0.10 a 60 segundos, controlados con un detector de estado sólido RaySafe X2 R/F Sensor. Los detectores midieron la radiación dispersa generada por un maniquí de PMMA al ser irradiada por la fuente.

Los resultados obtenidos se ajustaron por mínimos cuadrados a una función exponencial, $y = 1 + a/;e^{b/;x}$ y la calidad de los ajustes se verificó con los valores de $/chi^2_{/textred}$.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las medidas obtenidas con cada uno de los detectores presentaron el comportamiento esperado, obteniéndose valores de $/chi^2_{/textred}$ cercanos a cero. Esto sugiere que, o bien los valores de las incertidumbres están subestimados, o bien el ajuste es adecuado. En este caso, a la vista de las gráficas, los puntos siguen la tendencia exponencial, que se hace aún más evidente en el modo de operación de bajas tasas. Dado que las medidas detrás de los blindajes del ámbito de radiodiagnóstico se caracterizan por no presentar una alta tasa de detección, estos resultados son satisfactorios.

Las discrepancias para el detector RaySafe 452 son mayores con respecto al resto, y se atribuyen a que las medidas se realizaron justamente en el límite de cambio de operación entre la cámara de ionización y el detector de estado sólido.

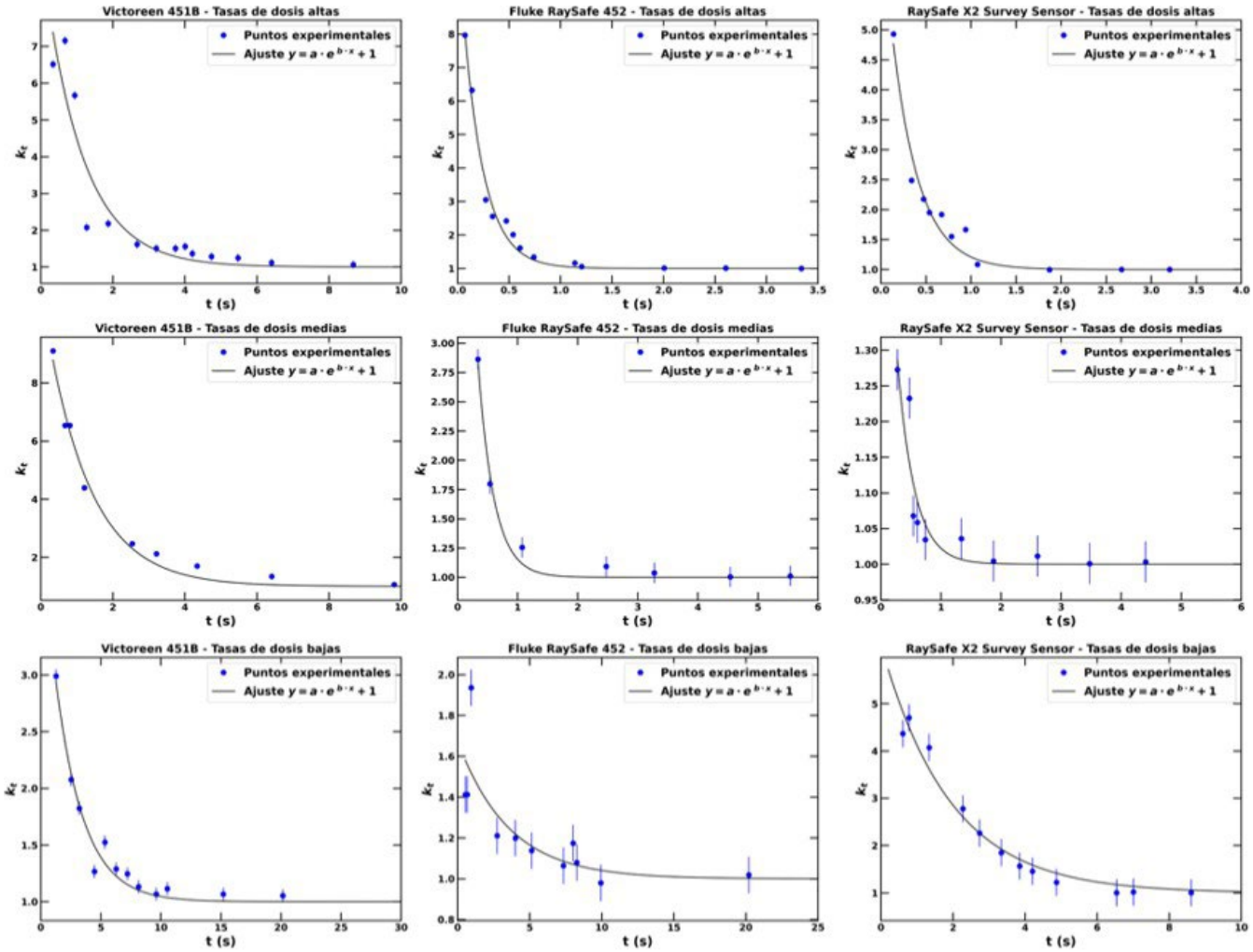


Fig. 1. Puntos experimentales y ajuste exponencial correspondiente del factor temporal.

Detector	Rango tasas de dosis	a	b [s^{-1}]	χ^2_{red}
Victoreen 451B	Altas	8.7(1.1)	-0.91(16)	3.43
	Medias	10.27(53)	-0.812(68)	1.41
	Bajas	3.35(25)	-0.429(32)	0.13
RaySafe Fluke 452	Altas	10.04(39)	4.98(25)	0.46
	Medias	6.59(90)	-3.75(35)	0.037
	Bajas	0.67(12)	-0.281(97)	0.19
RaySafe X2 Survey Sensor	Altas	6.01(40)	-3.35(23)	0.45
	Medias	0.75(19)	-3.51(66)	0.015
	Bajas	5.27(28)	-0.521(36)	0.58

Tabla 1. Resultados de los parámetros de la función temporal.

CONCLUSIONES

Cuando no se realizan correcciones temporales en las medidas de los detectores de radiación, los resultados que se obtienen en la vigilancia de área se pueden subestimar en hasta un 90%.

Las funciones temporales que se han determinado permiten extraer los factores de corrección temporal para tiempos en los que la medida no es estable. A partir de estos factores se puede estimar entonces la dosis que se obtendrían detrás de los blindajes.

ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

CALIBRACIÓN SIMULTÁNEA DE DOSÍMETROS DE CRISTALINO

Angulo Santos, A. (1); Soriano Cruz, Á. (2); Núñez Pintos, C. E. (2); Pujades Claumarchirant, M. (2); Pallarés Ripollés, M. (1); Solla Bartual, C. (1)

(1) Instituto Valenciano de Oncología (IVO); (2) Centro Nacional de Dosimetría (CND)

INTRODUCTION

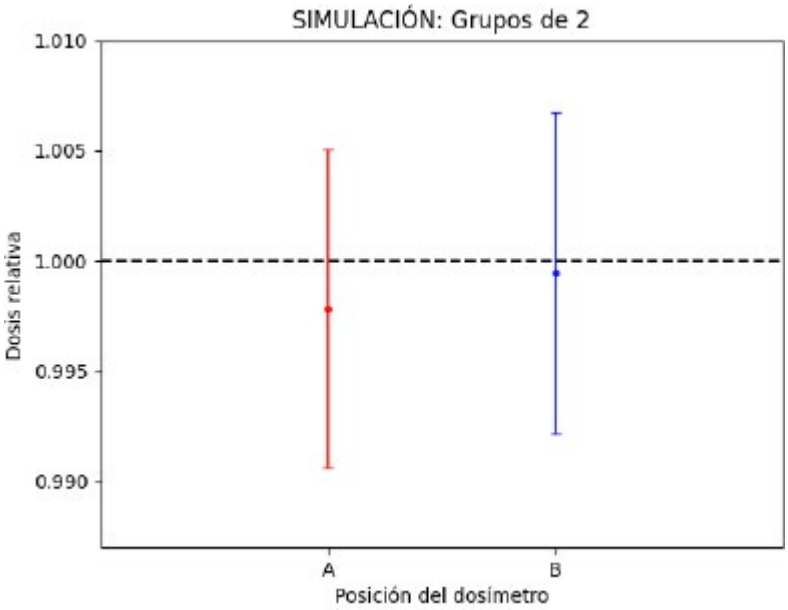
La calibración de dosímetros de cristalino es esencial para monitorizar el equivalente de dosis personal $H_p(3)$. Esta calibración se realiza en laboratorios de calibración dosimétrica mediante la irradiación individual de los dosímetros, según las directrices de la norma ISO 4037-3. Sin embargo, es posible optimizar este proceso irradiando múltiples dosímetros simultáneamente bajo condiciones idénticas. Esta estrategia podría verse afectada por el aumento de radiación dispersa, lo que altera las mediciones. Para evaluar este efecto, se emplearon simulaciones Monte Carlo y una validación experimental con grupos de 2 y 5 dosímetros.

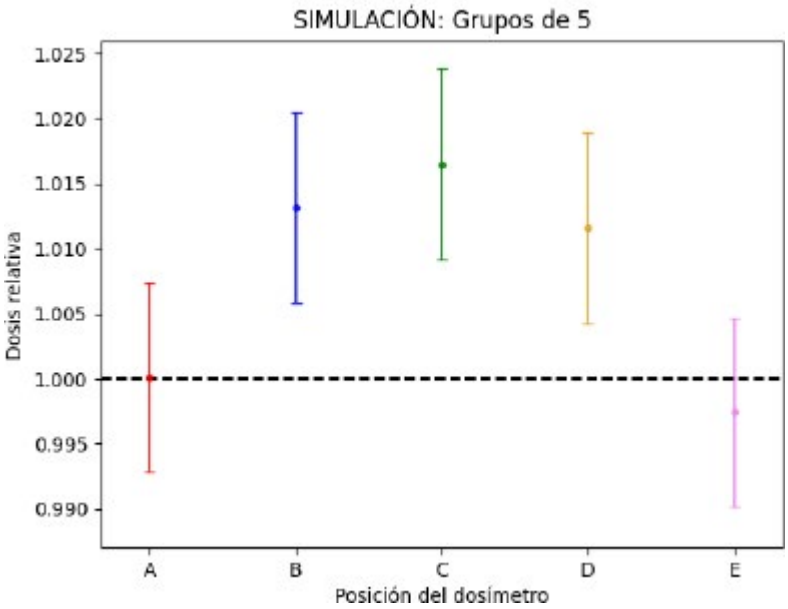
MATERIALES Y MÉTODOS

La simulación se realizó con el código Monte Carlo PENELOPE-2014. La irradiación experimental tuvo lugar en el laboratorio de metrología del Centro Nacional de Dosimetría, empleando dosímetros de cristalino dispuestos en un maniquí cilíndrico de PMMA (200 mm de diámetro y longitud), conforme a la norma ISO 4037-3. Se irradiaron 10 dosímetros por posición, alcanzando un total de 10, 20 y 50 dosímetros para grupos de 1, 2 y 5, respectivamente, y siendo el grupo de 1 el de referencia.

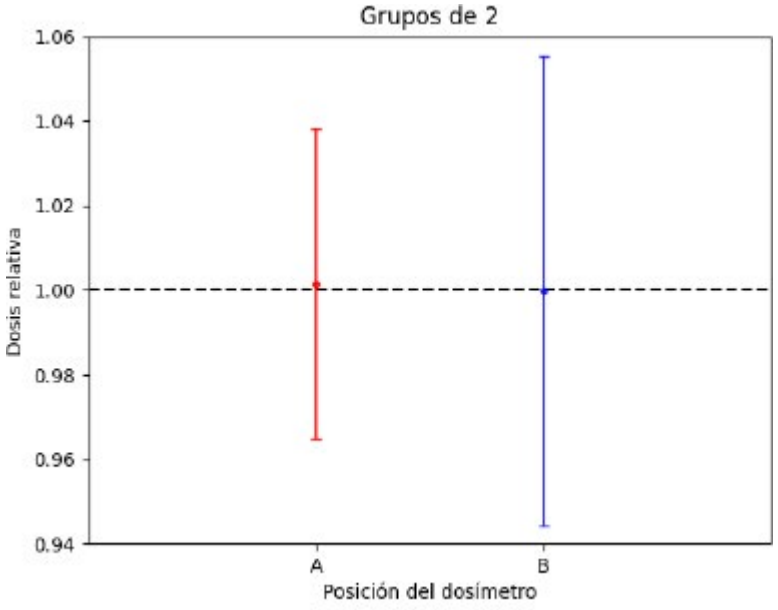
RESULTADOS

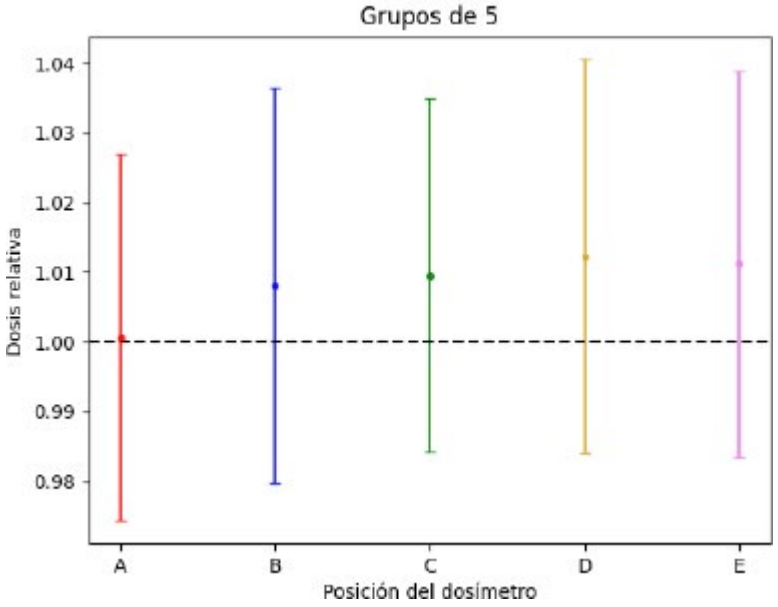
- Simulaciones MC: Los grupos de 2 dosímetros mostraron una dosis relativa media similar a la referencia, con incertidumbres <0.75% (k = 1). En los grupos de 5, el dosímetro central presentó una dosis relativa media hasta un 1.65% superior a la referencia, mientras que los periféricos presentaron valores similares al central. Las incertidumbres en esta configuración fueron <0.75% (k = 1).





Validación Experimental: En los grupos de 2, las dosis fueron similares a la referencia (0.14% de diferencia), con incertidumbres <4.45% (k = 2). Para los grupos de 5, la dosis media fue hasta un 1.22% superior, con incertidumbres <2.85% (k = 2).





DISCUSIÓN

Las simulaciones Monte Carlo indican que en los grupos de dos, la dosis relativa media es equivalente a la referencia, con incertidumbres reducidas (<0.75%, *k* = 2). En los grupos de cinco, se observa un incremento de hasta un 1.65% en la dosis del dosímetro central, mientras que los periféricos mantienen valores similares. El aumento de dosis en los dosímetros centrales se atribuye a la radiación dispersa, más notable a medida que aumenta el número de dosímetros irradiados. A pesar de ello, las incertidumbres permanecen dentro de límites aceptables, lo que hace viable esta estrategia para optimizar la calibración.

La validación experimental puede confirmar esta tendencia, aunque con incertidumbres superiores a las simulaciones. En particular, la irradiación en grupos de dos dosímetros mantiene una dosis media prácticamente idéntica a la referencia (<0.14% de desviación en dosis relativa), con incertidumbres del 4.45% (*k*=2). Para grupos de cinco, la dosis relativa media aumenta hasta un 1.22%, con incertidumbres de hasta 2.85% (*k* = 2). Estas diferencias, aunque menores, pueden atribuirse a variaciones experimentales y limitaciones en la reproducibilidad de las condiciones ideales de irradiación.

CONCLUSIONES

La irradiación simultánea de dosímetros de cristalino mantiene la precisión requerida, optimizando el proceso de calibración al reducir tiempo y recursos sin afectar significativamente la precisión de las mediciones.

SIMULACIÓN MONTE CARLO PARA REALIZAR UN ESTUDIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL ENTORNO DE UN EQUIPO LIAC HWL DE SORDINA

Garcia Costa, B. (1); Juste Vidal, B. J. (2); Oliver Gil, S. (2); Oliver Cañamás, L. (1); Santos Serra, A. (1)
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón; (2) ISIRYM. Universitat Politècnica de València

INTRODUCCIÓN

El Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón (CHPC) ha adquirido un acelerador lineal móvil de electrones LIAC HWL (Sordina IORT Technologies, Vicenza, Italia), para realizar radioterapia intraoperatoria con electrones (IOeRT). Este equipo permite administrar una dosis elevada en una sola sesión durante la cirugía de extirpación de tumores. El objetivo de este estudio es analizar la protección radiológica en el entorno del equipo, investigar la atenuación de la barrera portátil (beam stopper) y verificar las especificaciones del fabricante.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se ha utilizado una energía de 12MeV y un aplicador de 10 cm asumiendo que este es el caso más desfavorable en cuanto a protección radiológica. Se realizaron simulaciones Monte Carlo con el código MCNP6.2, utilizando el espacio de fases proporcionado por el fabricante al CHPC.

El montaje experimental de las simulaciones se ilustra en la FIGURA 1. La geometría del problema se modeló con un software CAD 3D, se malló mediante Abaqus/CAE y se importó a MCNP6.2. Para la simulación computacional se utilizó el clúster se computación en paralelo Quasar del grupo ISIRYM-SENUBIO de la Universidad Politécnica de Valencia.

La simulación se validó comparando los resultados de la simulación (FIGURA 2) con curvas de dosis en profundidad proporcionada por el fabricante y medidas experimentales. Se estimó la atenuación del beam stopper midiendo la energía depositada antes y después de este y se comparó con el cálculo teórico de haz estrecho. Para evaluar la radiación dispersa en el piso inferior y verificar la especificación del fabricante (< 0.2μSv/Gy a 3m), se colocaron numerosos tallys de registro de dosis en distintos puntos de la sala.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Analizando las curvas de dosis en profundidad se observó que los datos obtenidos en la simulación se ajustan a los valores proporcionados por el fabricante y a los obtenidos experimentalmente. La incertidumbre de los resultados de la simulación varió entre 0.52% y 5.9%, con una diferencia relativa promedio del 3.5% respecto a los datos experimentales.

Los resultados de la simulación mostraron una atenuación entre 58% y 100%, frente a una atenuación del 99.8% obtenida con el cálculo teórico. Cabe destacar que el cálculo teórico no considera la radiación dispersa generada en el medio.

Respecto a la radiación dispersa, en el punto más cercano a la superficie del suelo, se registró una energía depositada de $8{\cdot}10^{-11}$ MeV/historia con una incertidumbre del 17.5%. En el resto de puntos no se observó deposición de dosis.

CONCLUSIONES

Los resultados de la simulación son consistentes con el cálculo teórico e indican que las barreras (beam stopper y suelo) protegen completamente contra la radiación del haz de 12 MeV proporcionado por la empresa. No se detectó radiación dispersa en el piso inferior, ya que las partículas que atraviesan el beam stopper no alcanzan dicha región en cantidades significativas. Para obtener una estimación más precisa en esta área, se requeriría mayor tiempo de simulación o técnicas de reducción de varianza.

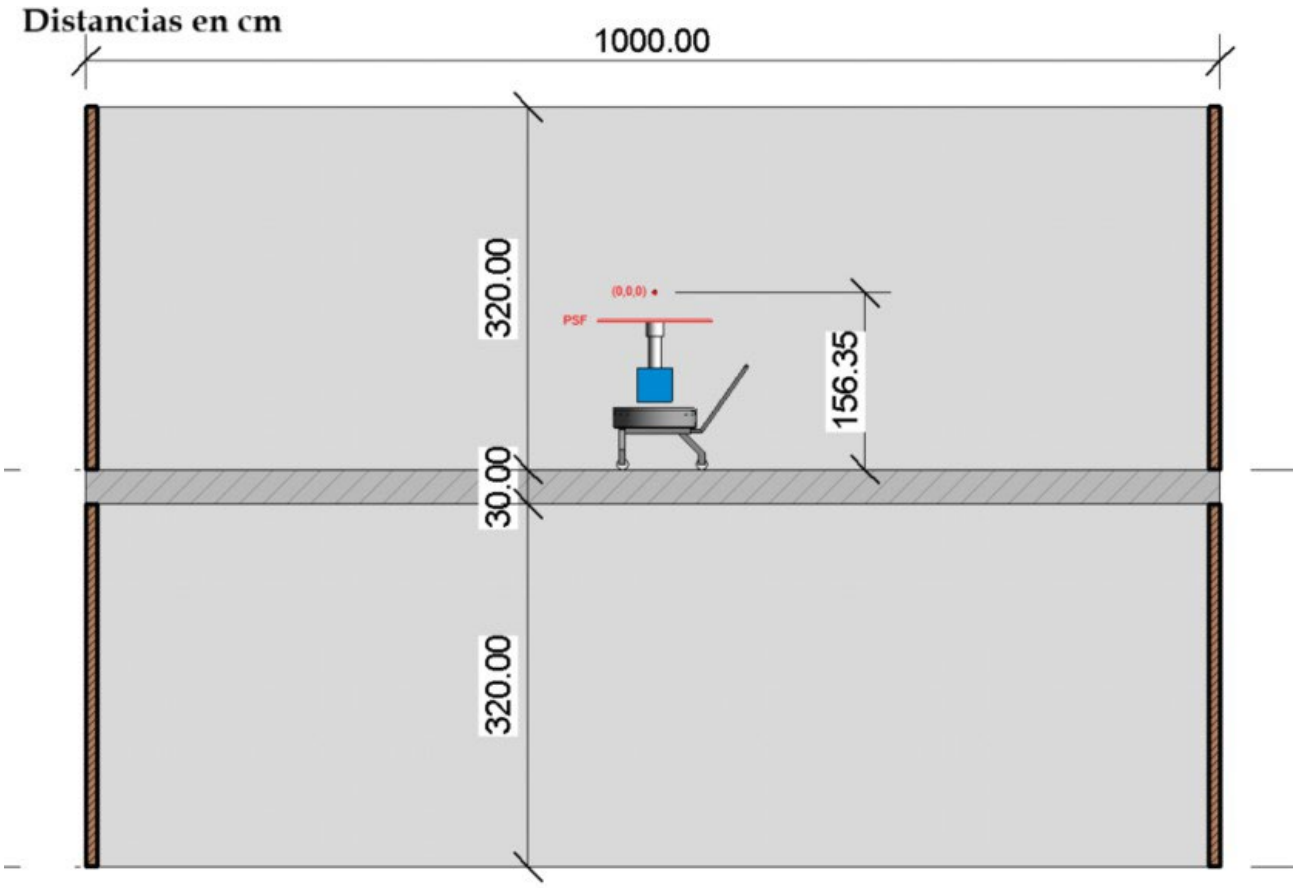


Figura 1: Montaje experimental, medidas de la sala, ubicación del origen y del espacio de fases (PSF).

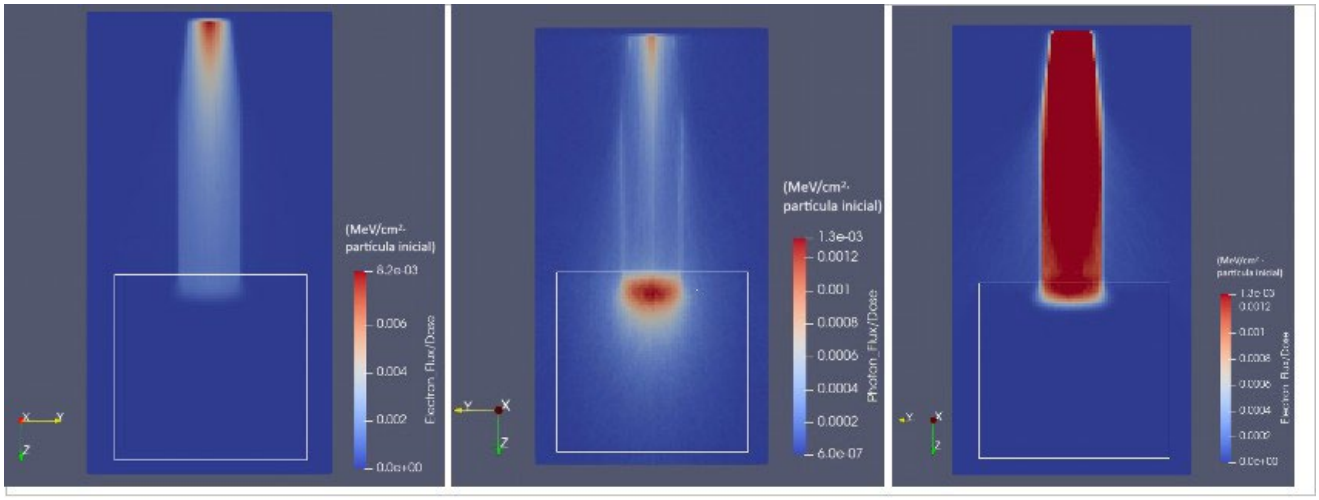


Figura 2: Representación del flujo de energía depositada por partícula inicial de electrones a la izquierda, de fotones al centro y de electrones de nuevo a otra escala a derecha.

NEREIDA: DESARROLLO DE UN PROGRAMA PARA EL CÁLCULO DE MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS EN INSTALACIONES CON PRODUCCIÓN DE NEUTRONES RÁPIDOS

Núñez Chongo, O. De La C. (1); Asorey, H. (2); Suárez-Durán, M. (3); Sidelnik, I. (2); Mayo-Garcia, R. (1); Mendez, R.; Carretero, M. (4)
(1) CIEMAT; (2) CNEA; (3) Universidad de Costa; (4) UC3M

El desarrollo de instalaciones radiactivas con presencia de neutrones rápidos, como IFMIF-DONES el CLPU, o las nuevas instalaciones de protonterapia, requiere de herramientas fiables para el diseño, evaluación de seguridad y licenciamiento de la instalación. NEREIDA (NEutrones Rápidos para la Explotación de Instalaciones con Dispositivos Atómicos) es una herramienta innovadora diseñada para caracterizar mediante métodos Monte Carlo espectros de flujo neutrónico y calcular magnitudes dosimétricas clave, incluyendo los equivalentes de dosis ambiental y personal, H*(10) y Hp(10), respectivamente, facilitando así la seguridad radiológica en dichas instalaciones.

NEREIDA utiliza simulaciones con Geant4 para modelar el transporte de neutrones, interacciones y activación de materiales. Se integra con bibliotecas avanzadas como NEUTRON-HP, ENDF/B-VIII.0 y JEFF-3.3. Incorpora el software Meiga para la generación automática de modelos de instalaciones desde archivos CAD. Además, cuenta con un módulo de voxelización para calcular distribuciones espaciales de dosis y un sistema de simulación de radiación cósmica de fondo mediante ARTI y CORSIKA. Para su validación, los resultados de NEREIDA obtenidos para el Laboratorio de Patrones Neutrónicos (LPN/CIEMAT) se han comparado con simulaciones en MCNP y con mediciones realizadas en la instalación con su espectrómetro de esferas de Bonner. NEREIDA también incorpora dos maniquíes antropomórficos diferenciados por género para evaluar la dosis efectiva esperada, lo que mejora significativamente la evaluación de seguridad en caso de exposición humana accidental.

Los primeros resultados de NEREIDA incluyen la modelización digital de la Instalación de Irradiación del LPN, permitiendo la simulación de distribuciones tridimensionales de espectros neutrónicos y dosis. Las simulaciones han mostrado la capacidad del sistema para reproducir el espectro de fuentes de referencia como 252Cf y 241Am-Be con alta precisión. La implementación paralelizada mediante multi-threading en entornos de computación de alto rendimiento (HPC) ha mostrado una aceleración muy próxima a la curva ideal.

NEREIDA representa un avance significativo en la simulación y evaluación de la seguridad en instalaciones nucleares. Su capacidad de generar modelos digitales detallados y predecir distribuciones de dosis la convierte en una herramienta que podría ser usada para el diseño y posterior licenciamiento de instalaciones neutrónicas. NEREIDA es compatible con plataformas en la nube y en el diseño de la estructura de datos se ha asegurado el cumplimiento de los principios FAIR (Findable, Accesible, Interoperable & Reusable) para expandir las aplicaciones de los datos generados por la aplicación. La comparación entre los resultados de NEREIDA y las simulaciones previas y las medidas en el LPN, permiten asegurar la validez del modelo.

NEREIDA es una herramienta robusta y versátil para la caracterización del flujo neutrónico y la distribución espacial de dosis y magnitudes de interés dosimétrico en instalaciones radiactivas o nucleares. Sus primeros resultados indican escalabilidad con un alto grado de fiabilidad en la simulación de flujos neutrónicos y cálculo de dosis. La etapa actual del desarrollo ha permitido la validación experimental en el LPN/CIEMAT, y se trabaja en el desarrollo de la interfaz web para el usuario final y la mejora de eficiencia en entornos HPC y en la nube.

ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

EJEMPLO DE APLICACIÓN DE LA TECNOLOGÍA DE ESCÁNER ÓPTICO 3D EN UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Parreño Sánchez, J. C. (1); Ochoa Caparrós, J. (2); Garcia Costa, B. (2); Bonaque Alandí, J. (2); Santos Serra, A. (2); Oliver Cañamás, L. (2)
(1) Hospital Provincial de Castellón; (2) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

INTRODUCCIÓN

En radioterapia, el uso de bolus personalizados mejora la distribución de la dosis en cavidades irregulares y tratamientos superficiales. Sin embargo, su diseño requiere de imágenes mediante tomografía computarizada (TC), lo que implica una exposición adicional a la radiación para el paciente.

La tecnología de escaneo superficial 3D se presenta como una alternativa viable, mejorando tres aspectos clave: reducción de la exposición del paciente, optimización de recursos y disminución del tiempo de adquisición de imágenes.

MATERIAL Y MÉTODOS

En un paciente de carcinoma vasocelular el proceso se inició con la adquisición de la imagen de la superficie en un tiempo inferior a 2 minutos. El escáner empleado fue EinScan Pro 2X Plus (Shining 3D, China). La imagen se procesó mediante el software de EinScan. Tras esto, se exportó al sistema de planificación (SP) RayStation (Raysearch laboratories, Suecia) en formato STL. RayStation es compatible con este formato y el módulo *Patient Modeling* permite su edición.

Para abordar este caso, se creó un molde con la superficie del paciente para modelar el bolus eXaSkin (AnatGe, España) sobre él. Definida la estructura, se exportó desde el SP a la impresora 3D Ultimaker S3 (Ultimaker Co., Países Bajos) y se seleccionó como material de impresión poliuretano termoplástico (PLA) por su rigidez. Una vez impresa, se preparó el bolus eXaSkin para adaptarlo a la superficie del paciente mediante el molde.

RESULTADOS

El molde de impresión 3D, mostrado en la Figura 2, sirvió como base para conformar el bolus eXaSkin, que se ajustó perfectamente a la superficie. El tratamiento se llevó a cabo con éxito y el paciente no manifestó incomodidad.

DISCUSIÓN

Moldear el bolus sobre la superficie de interés de impresión 3D permite personalizar bolus eXaSkin en pacientes cuya anatomía o sensibilidad cutánea dificultan el moldeado directo. Es importante realizar la adquisición del escaneo en las condiciones que se propondrán para el tratamiento.

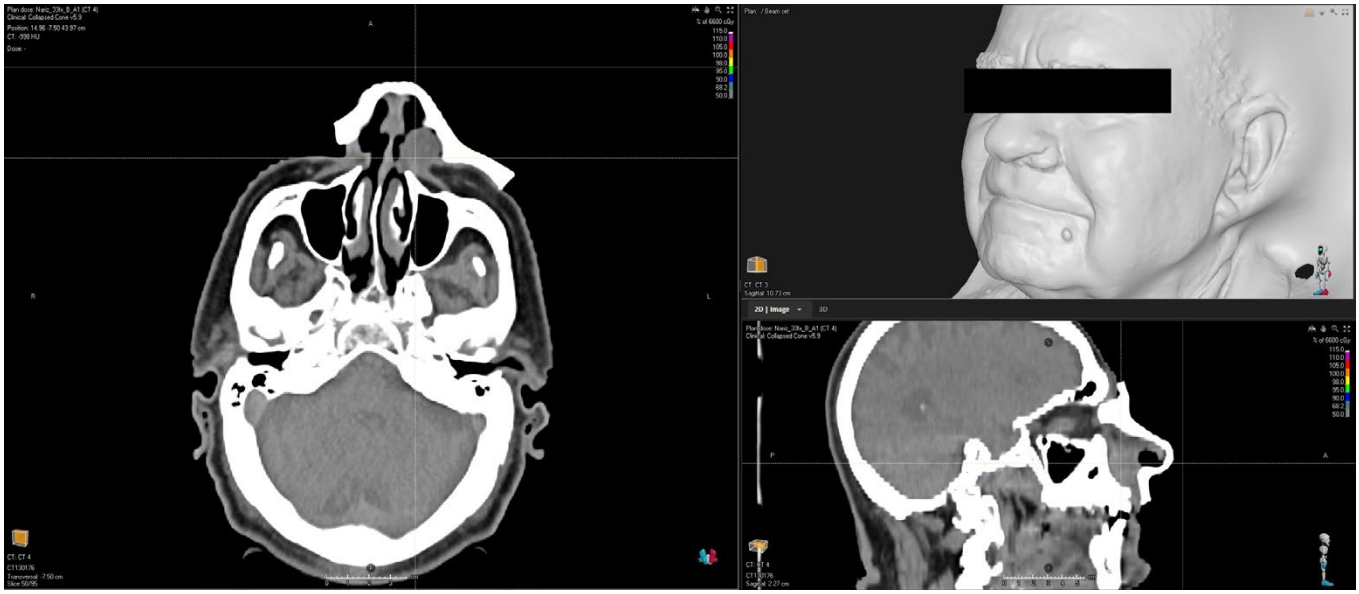
Esta tecnología permitió optimizar los recursos del centro sin comprometer la calidad del resultado y evitar una exposición adicional para el paciente.

La posibilidad de emplear el SP como software de edición de las superficies de escaneo supone una gran ventaja al ser un sistema ya integrado en los servicios.

Otro potencial de la herramienta es ampliar su uso a dosimetría con electrones en los que no se utiliza TC. Introducir la superficie real del paciente permitiría una mejora del cálculo de dosis en profundidad o fantoma plano, empleados en un elevado número de servicios.

CONCLUSIONES

La tecnología de escaneo 3D no solo se presenta como una alternativa a los procedimientos habituales, sino también como una herramienta a integrar en el flujo de trabajo de algunas técnicas de tratamiento en radioterapia. La posibilidad de trabajar directamente con el SP del servicio supone un aliciente a su integración. Además, permite reducir la exposición del paciente, aliviar listas de espera del área de imagen para planificación y mejorar la dosimetría, tanto mediante el diseño de bolus personalizados como para la posible mejora del cálculo de distribución de dosis en algunos tratamientos con electrones.





ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA

HOLOGRAMAS ULTRASÓNICOS PARA EL TRATAMIENTO PRECISO DE REGIONES CEREBRALES

Andrés Bautista, D. (1); Eroles Simó, A. (2); Vegas Luque, V. (2); Carrión, A. (2); Camarena, F. (2); Jiménez, N. (2)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia; (2) Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular (UPV- CSIC)

INTRODUCCIÓN

Los ultrasonidos focalizados de alta intensidad (HIFU) han surgido como una alternativa terapéutica no invasiva y no ionizante, especialmente para tratamientos cerebrales. Se ha demostrado su utilidad en ablaciones térmicas, pero también se está explorando su uso para la apertura de la barrera hematoencefálica con microburbujas, lo que permitirá una administración efectiva de fármacos. El mayor desafío es lograr adaptar el campo de ultrasonidos (US) a la región a tratar. Actualmente, se emplean sistemas multielemento con control individual de fase para conformar los haces acústicos. Sin embargo, esta tecnología es compleja, tiene un coste elevado y presenta limitaciones físicas. En este trabajo se estudia el uso de hologramas acústicos impresos en 3D como alternativa de tratamiento personalizado y de bajo coste. En concreto, se utilizarán para adaptar el foco acústico a la región de los hipotálamos, comprobándose dicha focalización experimental y numéricamente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los hologramas acústicos se han diseñado empleando la inversión temporal de las ondas acústicas, posicionando fuentes acústicas virtuales en la región a tratar. El frente de ondas producido por estas fuentes se graba en un plano paralelo al transductor de US y el desfase en cada punto se convierte en altura de los píxeles de la lente 3D, conocidas las propiedades acústicas del material de impresión y considerando que vibra como un resonador Fabry-Perot. El diseño y comprobación numérica de los hologramas se ha realizado con el software k-Wave de Matlab. La comprobación experimental exvivo se ha realizado registrando las señales US mediante un hidrófono TC4038 (Teledyne RESON) en el interior de un cráneo cortado y vaciado según muestra la Figura 1.

RESULTADOS

Se ha logrado un volumen sonificado del hipocampo de 4.8 cm^3, que supone un 21% del volumen total, con una ganancia de 3.3 pmax/p0. Los resultados de la simulación en un corte axial y coronal se muestran en las Figuras 2(a) y 2(b) respectivamente, y las medidas experimentales en los mismos planos en las Figuras 2(c) y 2(f). La lente genera un par de puntos focales que coinciden con la localización y forma de las fuentes virtuales. La Figura 2(g) compara los resultados numéricos y experimentales, demostrando un buen acuerdo entre ambos.

CONCLUSIONES

Lo hologramas acústicos acoplados a transductores de US son sistemas robustos y de bajo coste que permiten focalizar la energía acústica en regiones de interés en el interior de la cavidad craneal con fines terapéuticos.

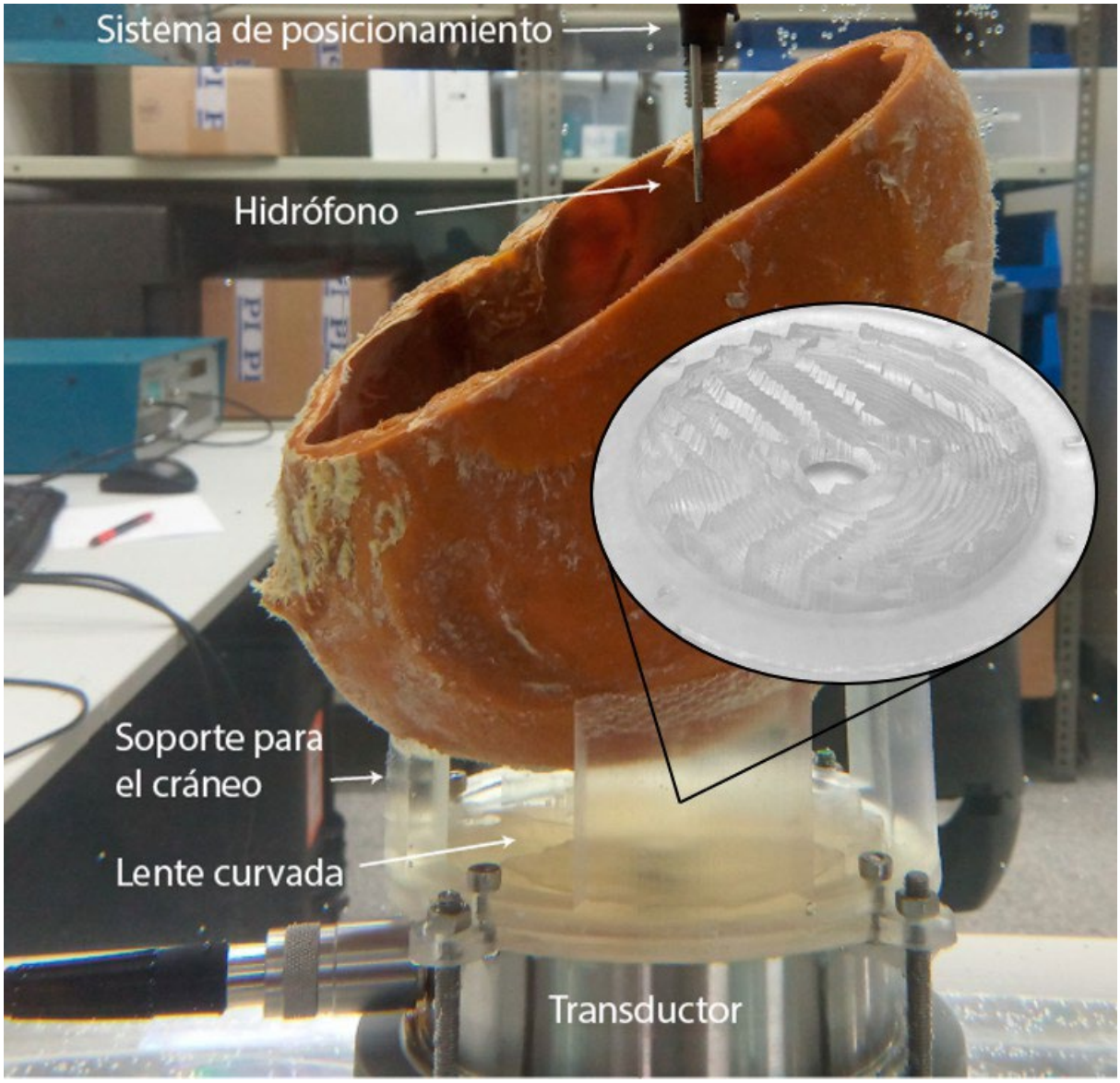


FIGURA 1: Montaje experimental para validación de la lente holográfica.

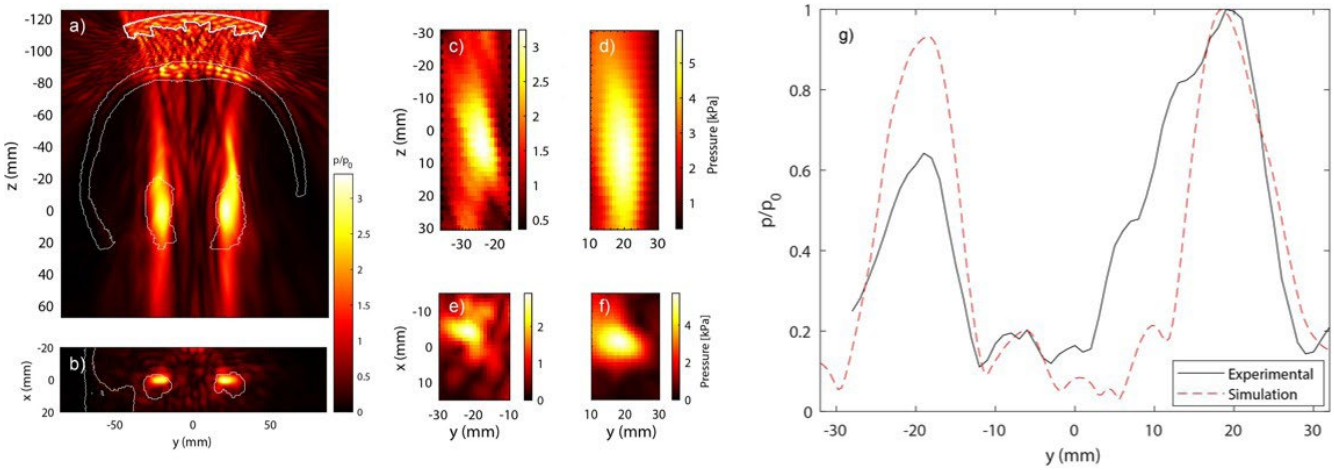


FIGURA 2: Campo acústico para sonificar ambos hipocampos. Resultados de la simulación numérica para (a) un corte axial y (b) un corte coronal. Resultados experimentales para (c) un corte axial en el plano z = 0 siguiendo la forma del hipocampo izquierdo y (d) el hipocampo derecho, (e) corte coronal en x = 0 siguiendo el hipocampo izquierdo y f) hipocampo derecho. (g) Comparación de la presión normalizada para la simulación y las medidas experimentales en un corte a z = 0 y x = -4 mm.

RESÚMENES

COMUNICACIONES ORALES SIMPOSIO TÉCNICOS



SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO

ANÁLISIS DE LA TASA DE RECHAZO EN EQUIPOS CONVENCIONALES DE IMAGEN DIAGNÓSTICA

Núñez Muñoz, J. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Solís Preciado, N. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Forner Forner, Á. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Pardo Pérez, E. (1); García De Acilu Laa, M. P. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Rahmouni Alami Afazaz, S. (1)

(1) Hospital Universitario de Toledo

INTRODUCCIÓN

El análisis de la tasa de rechazo en radiología es esencial para optimizar la calidad de los procedimientos y minimizar la exposición innecesaria a la radiación. Además, supone una herramienta clave de control de calidad que permite identificar los motivos por los cuales se descartan imágenes.

Este estudio analiza las tasas de rechazo en tres equipos de radiología convencional Digital Diagnost de Philips durante el año 2024.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se recopilaron datos de la tasa de rechazo de los tres equipos a lo largo del año 2024. Se analizaron diferencias por mes y turno para evaluar la influencia de la rotación de los técnicos. Asimismo, se evaluó la variación en la tasa de rechazo según la zona anatómica.

RESULTADOS

En 2024, la tasa de rechazo promedio fue de 6.56% para el equipo 1, 6.76% para el equipo 2 y 6.20% para el equipo 3, con un total de 34363, 27341 y 68046 imágenes analizadas, respectivamente. No se hallaron diferencias significativas entre equipos, aunque el 2 se encuentra en Urgencias. En cuanto a los turnos, el equipo 2 registró una tasa de rechazo más alta durante el turno de noche, mientras que en los equipos convencionales no se encontraron diferencias notables entre turnos de mañana y tarde.

El análisis por regiones anatómicas mostró tasas de rechazo más elevadas en estudios de abdomen y pelvis-cadera, mientras que en miembros superiores se encontraron tasas más bajas (Figura 1).

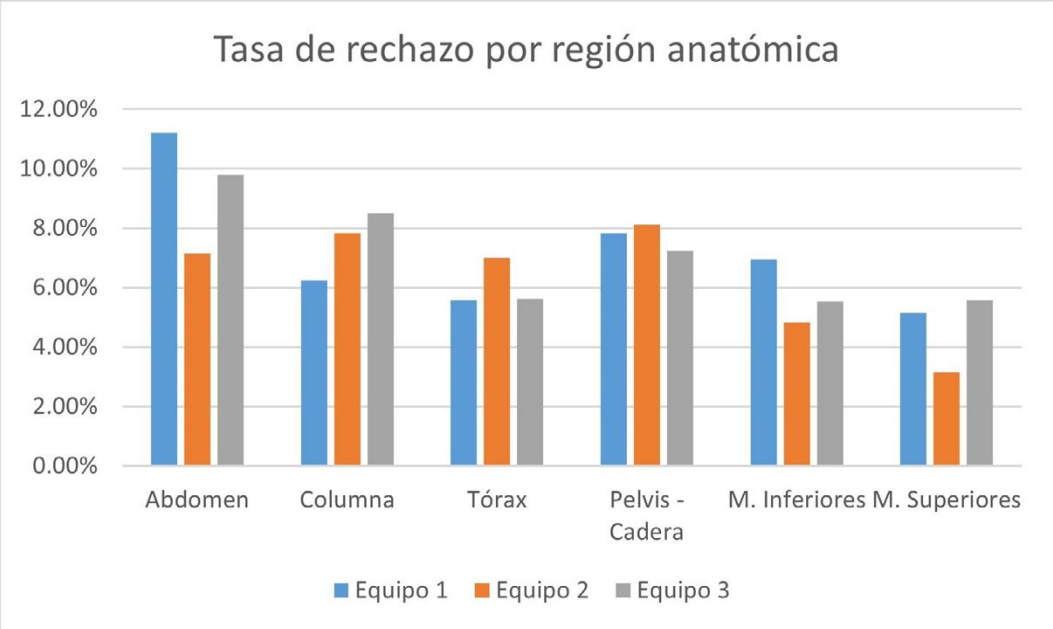


Figura 1. Tasa de rechazo en tanto por ciento por región anatómica para los tres equipos analizados.

DISCUSIÓN

Las diferencias observadas pueden estar relacionadas con la experiencia del personal en cada turno y la complejidad de los estudios en determinadas zonas anatómicas. La mayor tasa de rechazo en el equipo de Urgencias durante la noche sugiere la posible influencia de factores como la carga de trabajo y la fatiga. Además, no se evidenció aumento significativo de la tasa de rechazo en verano, a pesar de las sustituciones del personal en este período, lo que sugiere que este factor no influye de manera relevante en la calidad de los estudios. Se observó una diferencia notable en las tasas de rechazo para estudios de abdomen y pelvis-cadera en comparación con otras regiones anatómicas, posiblemente asociado con la necesidad de girar el detector debido a su formato rectangular, lo que dificulta la adecuada colocación de la región anatómica en la posición más estrecha.

CONCLUSIONES

Este estudio resalta la importancia del análisis de la tasa de rechazo en radiología convencional para mejorar la calidad del procedimiento y minimizar exposiciones innecesarias. La variabilidad, especialmente por zona anatómica, sugiere la necesidad de estrategias específicas de formación y control de calidad.

Aunque el motivo de la tasa de rechazo es un parámetro clave para mejorar los procedimientos, no se analizó en este estudio ya que, en nuestro hospital, debido a la alta carga asistencial, se ha observado que en ocasiones los técnicos seleccionan la causa de forma aleatoria, lo que invalida los datos y hace que no tenga sentido su análisis, dado que no reflejan la causa real del rechazo.

SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA RTE

EVALUACIÓN COMPARATIVA DE DOS MODELOS DE PLANIFICACIÓN AUTOMÁTICA BASADOS EN CONOCIMIENTO Y PLANTILLA DE OPTIMIZACIÓN EN CABELLA Y CUELLO

Pérez Sánchez, J. M. (1); Jurado-Bruggeman, D. (1)
(1) Institut Català d'Oncologia Girona, Hospital Josep Trueta

INTRODUCCIÓN

Las herramientas de planificación automática mejoran la eficiencia, la consistencia y la estandarización. Este trabajo compara para cabeza y cuello dos modelos de planificación automática basados en conocimiento (el modelo en uso y una actualización) y la plantilla fija de optimización para determinar la mejor estrategia de planificación de estos pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluaron dos modelos para cabeza y cuello de la herramienta de planificación automática RapidPlan de Eclipse (Varian). RapidPlan usa datos históricos de pacientes y aprendizaje automático para estimar los parámetros de optimización de cada caso. Disponíamos de un modelo previo (RP_v1) entrenado con 80 casos planificados con el algoritmo Acuros XB reportando dosis en agua. Configuramos un nuevo modelo (RP_v2) con 78 casos reportados en dosis en medio. En RP_v2 excluimos el cerebro y el aparato óptico, y relajamos los objetivos a médula y tronco. Adicionalmente se consideró también la plantilla fija de optimización que disponemos (PlanOpt).

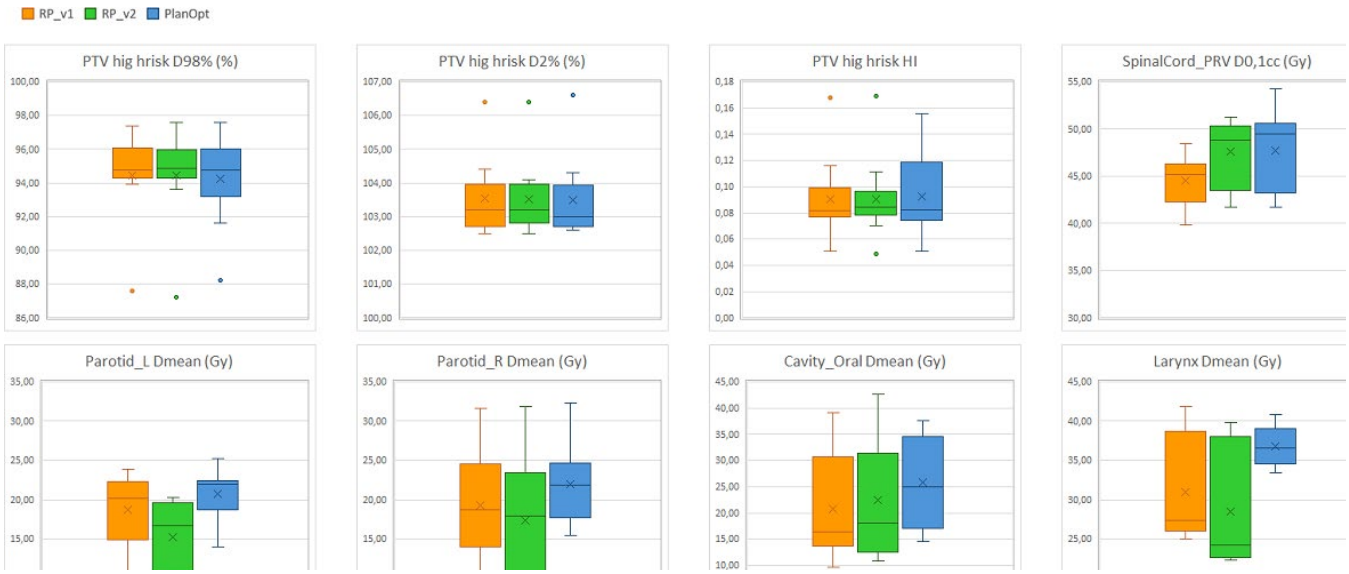
Se realizó un estudio comparativo con 10 pacientes consecutivos de cabeza y cuello, prescritos a 70 Gy sobre el volumen de alto riesgo y 54 Gy sobre el de bajo riesgo en 33 fracciones. Para cada plan se recopilaron:

- Parámetros dosimétricos de los volúmenes blanco: D98%, D2%, índice de homogeneidad HI, índice de conformidad CI.
- Parámetros de órganos de riesgo: dosis media en parótidas, cavidad oral y laringe; D0.1cc para el PRV de la médula.
- MU/cGy para caracterizar la complejidad.

Las diferencias se analizaron por pares con el test de Wilcoxon (p significativa < 0.05) comparando RP_v2 con RP_v1, y RP_v2 con PlanOpt.

RESULTADOS

En la figura se muestran diagramas de cajas y bigotes de algunos parámetros evaluados, y en la tabla se detallan los resultados del análisis estadístico para todos los parámetros resaltando las diferencias estadísticamente significativas.



RP_v2 vs RP_v1

	MU/cGy	PTVlowrisk D98% (%)	PTVhighrisk D98% (%)	PTVhighrisk D2% (%)	PTVhighrisk HI	PTVhighrisk CI	Parotid_L Dmean (Gy)	Parotid_R Dmean (Gy)	Cavity_Oral Dmean (Gy)	Larynx Dmean (Gy)	SpinalCord_PRV D0,1cc (Gy)
Media RP_v2	2,58	73,4	94,5	103,5	0,091	0,529	15,3	17,4	22,5	28,5	47,6
Media RP_v1	2,57	73,6	94,5	103,5	0,091	0,528	18,7	19,2	20,8	31,0	44,5
Dif. Media	0,01	-0,2	0,0	0,0	0,000	0,001	-3,4	-1,9	1,7	-2,5	3,1
Rango	0,54	0,7	1,0	0,6	0,013	0,030	8,1	6,6	24,9	4,0	10,7
Varianza	0,03	0,0	0,1	0,0	0,000	0,000	4,8	4,3	55,1	1,6	8,6
valor p	0,557	0,017	0,889	0,932	0,695	0,655	0,002	0,037	0,820	0,031	0,014

RP_v2 vs PlantOpt

	MU/cGy	PTVlowrisk D98% (%)	PTVhighrisk D98% (%)	PTVhighrisk D2% (%)	PTVhighrisk HI	PTVhighrisk CI	Parotid_L Dmean (Gy)	Parotid_R Dmean (Gy)	Cavity_Oral Dmean (Gy)	Larynx Dmean (Gy)	SpinalCord_PRV D0,1cc (Gy)
Media RP_v2	2,58	73,4	94,5	103,5	0,091	0,529	15,3	17,4	22,5	28,5	47,6
Media PlantOpt	2,36	74,6	94,2	103,5	0,093	0,526	20,7	22,0	25,8	36,8	47,7
Dif. Media	0,21	-1,2	0,2	0,0	-0,002	0,003	-5,4	-4,6	-3,3	-8,3	-0,1
Rango	0,80	10,8	4,4	1,2	0,055	0,010	9,0	12,2	12,8	17,2	8,5
Varianza	0,07	9,7	1,2	0,1	0,000	0,000	5,0	14,9	13,4	32,1	3,9
valor p	0,064	0,075	0,888	0,372	0,557	0,083	0,002	0,002	0,055	0,063	0,625

Todas las estrategias ofrecieron similar complejidad y cobertura, homogeneidad y conformidad en los volúmenes blanco. Respecto a los órganos de riesgo, el nuevo modelo mejoró significativamente frente al anterior las dosis medias en parótidas (-3.4 Gy y -1.9 Gy de media en izquierda y derecha, respectivamente) y en laringe (-2.5 Gy). En contraposición, la dosis máxima en médula aumentó (+3.1 Gy) aunque siempre netamente por debajo de la restricción de 54 Gy. Frente al uso de plantilla de optimización, el nuevo modelo redujo aún más las dosis medias en parótidas (-4.4 Gy y -4.6 Gy en izquierda y derecha respectivamente).

DISCUSIÓN

El nuevo modelo mejora significativamente respecto al anterior en parótidas y laringe a costa de la médula. Clínicamente se prefiere el nuevo modelo ya que no se espera impacto clínico en médula y las reducciones en los otros órganos pueden mejorar la calidad de vida. El nuevo modelo también se prefiere frente a la plantilla de optimización por su mayor beneficio en parótidas.

CONCLUSIONES

Se han comparado diferentes opciones de planificación automática en cabeza y cuello. Esto nos ha permitido cuantificar las diferencias de un nuevo modelo basado en conocimiento y validar su implementación.

SIMPOSIO DE TÉCNICOS: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

USO MIXTO DE LAS HABITACIONES DE TERAPIA METABÓLICA: EVALUACIÓN DE LOS NIVELES DE CONTAMINACIÓN PARA SU USO EN PACIENTES CONVENCIONALES

Parla Rodríguez, S. (1); Arenas Vicente, J. (1); Martínez Francés, E. (1); Soria Ruiz-Ogarrio, L. (1); Morán Velasco, V. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra (Madrid)

INTRODUCCIÓN

Habitualmente los centros hospitalarios disponen de habitaciones destinadas exclusivamente al ingreso de pacientes de terapia metabólica. En la Clínica Universidad de Navarra (CUN) se implementó un procedimiento, previa autorización del Consejo de Seguridad Nuclear, para habilitar estas habitaciones para pacientes convencionales. Por decisión médica, en CUN, se ingresan todos los pacientes que reciben tratamientos metabólicos. El **objetivo** principal es analizar los niveles de contaminación para demostrar la viabilidad de utilizar las habitaciones de forma mixta. Asimismo, se analizan los tratamientos que no requerirían ingreso, con el fin de conocer los niveles de contaminación que se producirían en el domicilio de los pacientes.

MÉTODOS

Se evaluaron los niveles de contaminación, tras descontaminar, del área de uso convencional (habitación y aseo) y del aseo radiactivo tras los siguientes tratamientos: hipertiroidismo (T1), ablación tiroidea (T2), cáncer de tiroides metastásico (T3) y tumores neuroendocrinos (T4). Los pacientes de terapia metabólica usan un aseo "radiactivo" con lavabo e inodoro, y la ducha del aseo convencional, mientras que los pacientes convencionales utilizan exclusivamente el aseo convencional. Para evaluar los niveles de contaminación se empleó un detector Berthold LB124Scint calibrado en Bq/cm2. Se clausuraron las zonas convencionales cuando los niveles superaban 3 Bq/cm² (^{131}I) y 30 Bq/cm² (^{177}Lu); y el aseo radiactivo con niveles superiores a 30 Bq/cm² (^{131}I) y 300 Bq/cm² (^{177}Lu). Se registró el número de contaminaciones que dieron lugar a la clausura de las zonas convencionales y del aseo radiactivo, según si el tratamiento requiere ingreso o no.

RESULTADOS

Se incluyeron 43 tratamientos (^{131}I) y 17 (^{177}Lu). La FIGURA 1 muestra los niveles de contaminación registrados en las zonas convencionales y el aseo radiactivo por tipo de tratamiento. La FIGURA 2 presenta el número de veces que se clausuró algún área, según la localización de la contaminación, diferenciando entre los tratamientos que no requieren ingreso radiológico (T1+T4) y los que sí (T2+T3).

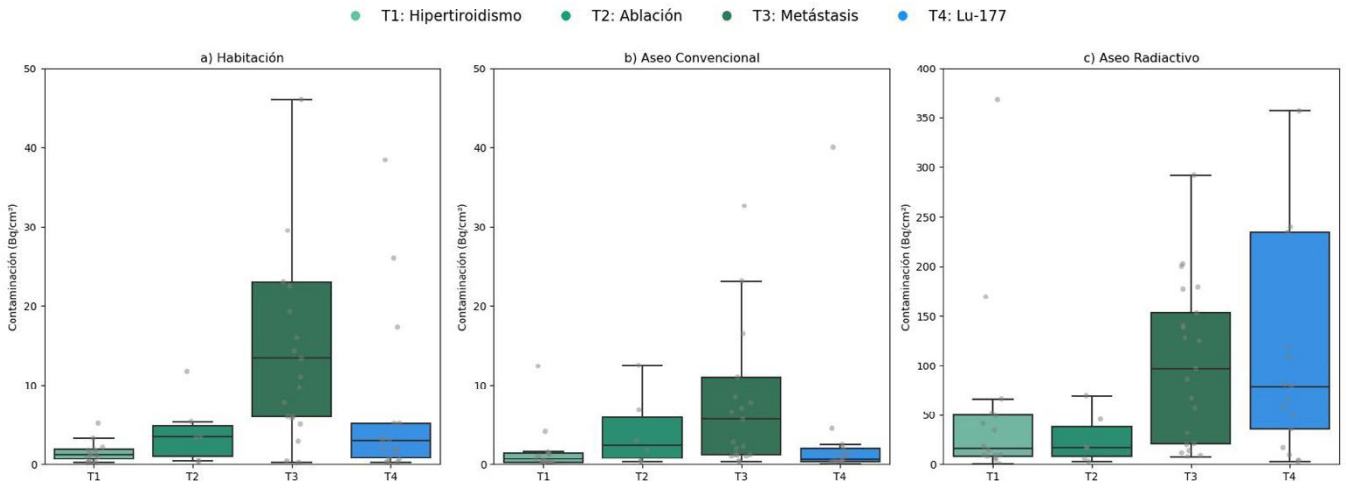


Figura 1. Niveles de contaminación según tipo de tratamiento.

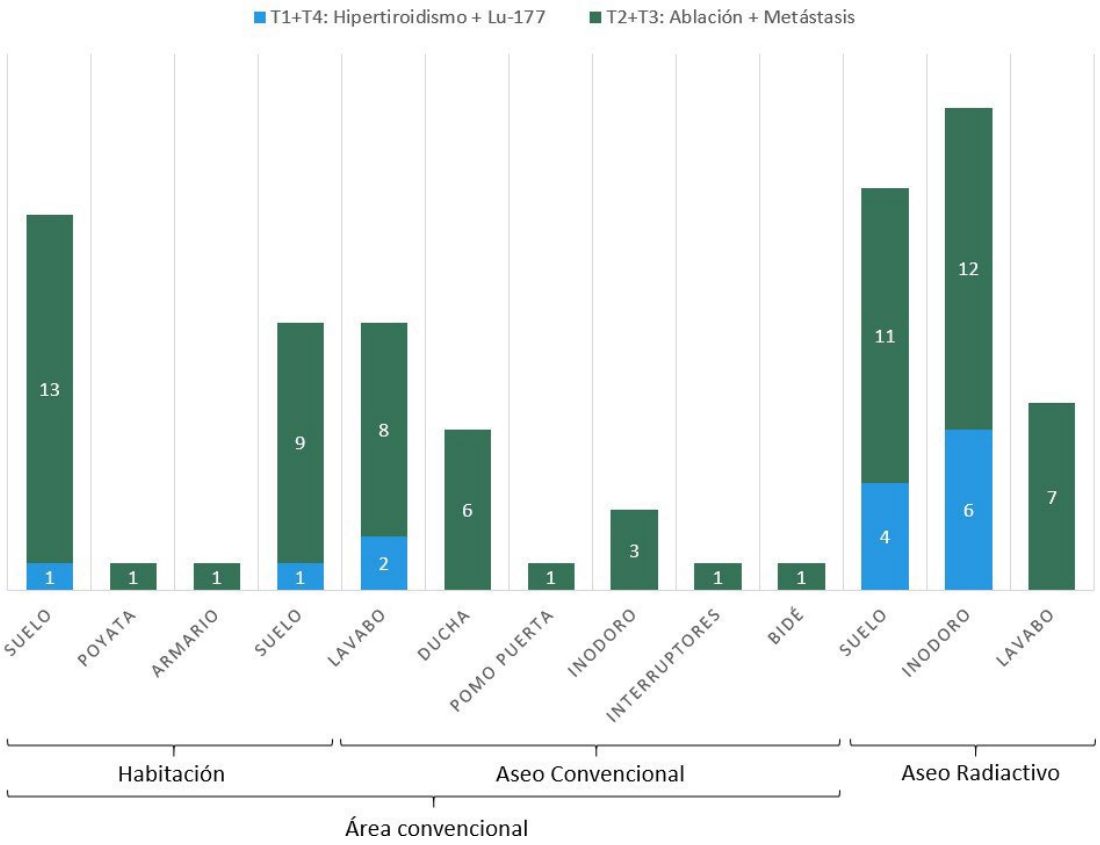


FIGURA 2. Recuento de las clausuras.

DISCUSIÓN

T1, T2 y T4 generan niveles de contaminación bajos en zonas convencionales, permitiendo una rápida reutilización de habitaciones; sin necesidad de clausura en más del 75% de los casos. T3 presenta niveles de contaminación más altos requiriendo clausura en hasta el 73% de los casos. El aseo radiactivo presenta niveles de contaminación más elevados, aunque no es un problema para el uso mixto de las habitaciones ya que se usa exclusivamente en tratamientos metabólicos. Aunque la contaminación en las zonas convencionales es baja para T2 y T3 (situación que se daría en el domicilio del paciente), los resultados obtenidos sugieren reforzar la educación de los pacientes.

CONCLUSIONES

Aunque es necesario clausurar las habitaciones de terapia metabólica se demuestra que siguiendo un procedimiento de descontaminación y medida de los niveles de contaminación adecuado es posible hacer un uso mixto de las mismas cumpliendo con la normativa vigente. Se identifica la necesidad de reforzar las recomendaciones de protección radiológica que se proporcionan al alta.

RESÚMENES

COMUNICACIONES
POSTERS
SIMPOSIO TÉCNICOS



ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO

LA LABOR DEL TÉCNICO SUPERIOR EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO EN EL PROCESO DE GESTIÓN DE LAS ESTIMACIONES ESPECIALES DE DOSIS

Jiménez García, A. (1); Uccello, O. (1); Nuñez Pintos, C. (1); Vilar Palop, J. (1); Pujades Claumarchirant, M. (1); Mas Muñoz, I. (1)
(1) Centro Nacional de Dosimetría (CND)

INTRODUCCIÓN

A finales de 2023, mediante la circular nº6/23, el CSN hizo efectivo un cambio profundo en el manejo de la dosimetría personal en España. En ella, y para dar cumplimiento al artículo 35 del Real Decreto 1029/2022, se exige a los Servicios de Dosimetría Personal Externa (SDPE) a informar a las instalaciones de la obligación de asignar una dosis a aquellos trabajadores para los que el SDPE no haya podido estimarla.

Este trabajo presenta y analiza la labor del TSID en la gestión de las Estimaciones especiales de dosis del SDPE del Centro Nacional de Dosimetría (CND).

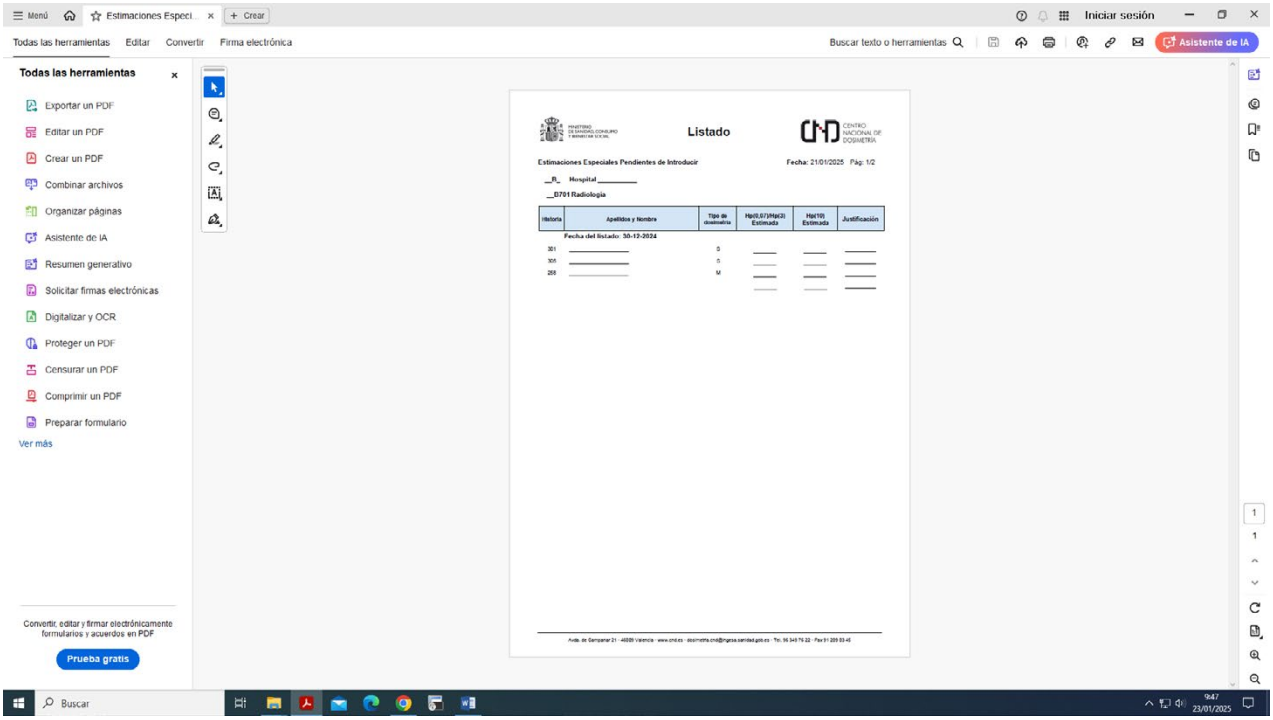
MATERIAL Y MÉTODOS

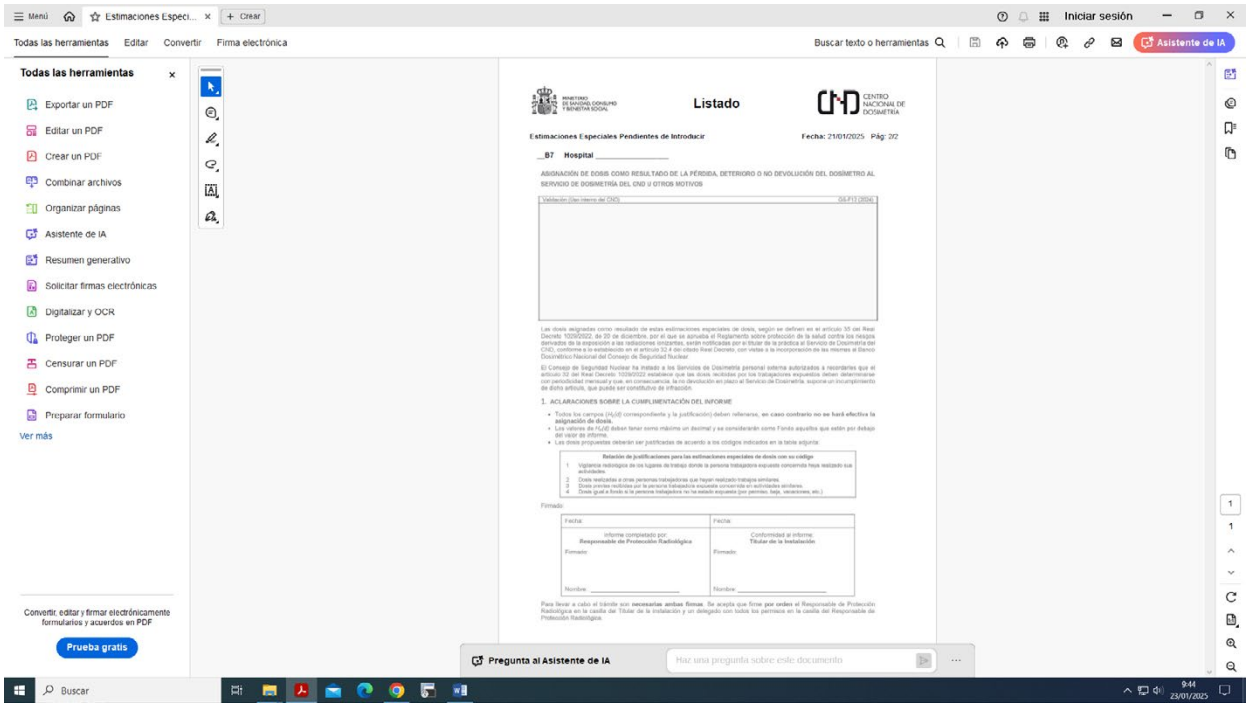
Se ha recopilado para su análisis el formulario y las indicaciones para los responsables de PR que contiene, y su manejo dentro del CND. Además se han cuantificado, hasta enero de 2025, los servicios y las historias: obligados a reportar dosimetría mensualmente, a los que se les ha solicitado estimaciones especiales de dosis y cuantos han devuelto los formularios correctamente rellenados

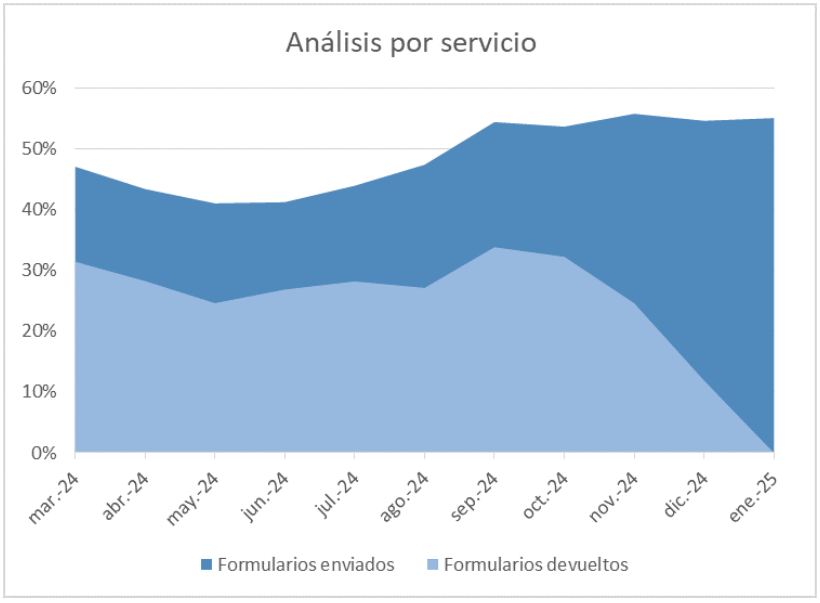
RESULTADOS

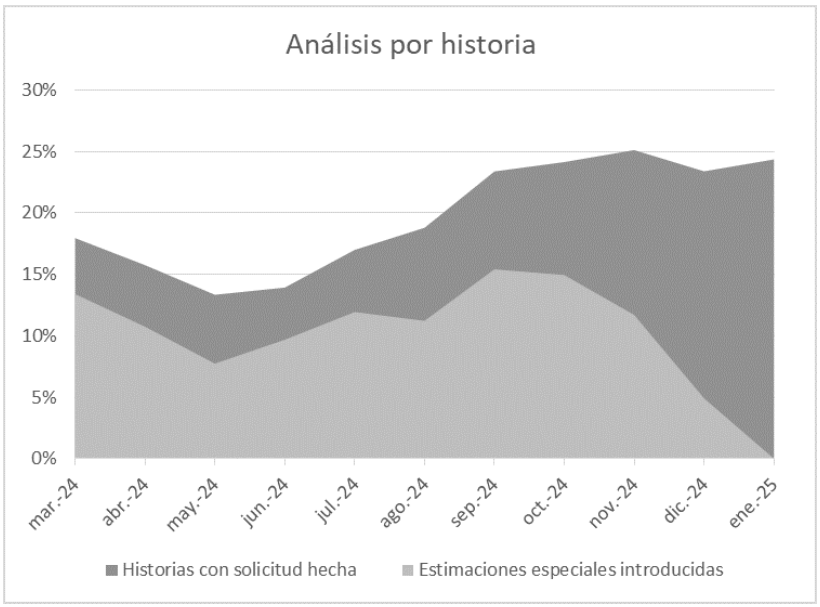
Las figuras 1 y 2 muestran un listado anonimizado de solicitud de estimaciones especiales de dosis. Los formularios actualmente se envían por correo postal y se aceptan tanto a vuelta de correo, con los dosímetros, y por correo electrónico.

Durante el período analizado se han enviado un promedio de 1403 formularios con 9325 solicitudes de asignación de estimaciones de dosis por mes, para un total de 15429 formularios con 102576 solicitudes. Desde mayo de 2024 se han introducido un promedio de 702 formularios, con 4782 estimaciones, por mes, para un total de 7723 formularios procesados con 52597 estimaciones introducidas. Las figuras 3 y 4 muestran los resultados en valores porcentuales respecto del total de servicios e historias obligados a reportar dosimetría mensualmente.




Listado
Estimaciones Especiales Pendientes de Introducir
Fecha: 21/01/2025 Pág: 2/2
Todas las herramientas
Exportar un PDF
Editar un PDF
Crear un PDF
Combinar archivos
Organizar páginas
Asistente de IA
Resumen generativo
Solicitar firmas electrónicas
Digitalizar y OCR
Proteger un PDF
Censurar un PDF
Comprimir un PDF
Preparar formulario
Ver más
Prueba gratis
Pregunta al Asistente de IA


Análisis por servicio
60%
50%
40%
30%
20%
10%
0%
mar.-24
abr.-24
may.-24
jun.-24
jul.-24
ago.-24
sep.-24
oct.-24
nov.-24
dic.-24
ene.-25
Formularios enviados
Formularios devueltos


Análisis por historia
30%
25%
20%
15%
10%
5%
0%
mar.-24
abr.-24
may.-24
jun.-24
jul.-24
ago.-24
sep.-24
oct.-24
nov.-24
dic.-24
ene.-25
Historias con solicitud hecha
Estimaciones especiales introducidas

DISCUSIÓN

La labor del TSID con las estimaciones especiales de dosis consiste en validar las solicitudes, tanto en las dosis como en lo que respecta a los firmantes, y ponerse en contacto con los responsables de protección radiológica para solucionar los problemas encontrados. Si todo está correcto el formulario se introducirá y pasará a los RFH para que lo informen.

En las figuras 3 y 4 se aprecia una subida a partir de septiembre de 2024 y una caída posterior que corresponde a los meses de los que todavía se tiene previsto recibir formularios. El nº de solicitudes también aumentó, pero esto se debió a un cambio de criterio puntual en las solicitudes. En el momento actual la introducción de este sistema no está suponiendo un aumento en el % de usuarios que devuelven su dosímetro mensualmente.

CONCLUSIONES

El procedimiento de estimaciones de dosis supone una notable carga de trabajo, debido a que alrededor del 50% de los servicios y el 25% de los usuarios no realizan el recambio mensual adecuadamente. La labor del TSID en esta función es vital, ya que tiene los conocimientos de dosimetría personal adecuados para gestionar los formularios y para contactar con los responsables de protección radiológica e informarles para la consecución del objetivo puesto por el CSN en su circular.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA BT

EMBRACE

Gullón Flores, C. (1); Mateo Navarro, D. (2); Font, R. (2); González Egido, A. (1)
(1) ICO Hospitalet; (2) IDI Hospital Universitario Bellvitge

OBJETIVO

Describir la función de la imagen de Resonancia Magnética y sus parámetros de calidad para la realización del tratamiento de Braquiterapia de cérvix

MATERIAL Y MÉTODOS

Disponemos de un equipo de Resonancia Magnética Philips Ingenia 1.5T (añadir implantes...) y unos implantes en la paciente especiales para RMN, en este caso de Nucletron tipo ginecológicos RMN (diferentes modelos: VENEZIA, UTRECHT, GENEVA,...) pero todos tienes la particularidad de ser especiales para poderlos introducir en la RMN junto con unas dummies para el implante principal también especiales para este tipo de equipo que irán rellenas de una solución de agua con iodo y eso nos permitirá poder seguir el aplicador durante la reconstrucción y sin que interfiera en la correcta adquisición. Por otro lado pueden llevar a demás otro tipo de aplicador llamado aguja plástica que puede ser de diferentes longitudes, tipo de punta...pero única y exclusivamente de plásticos (para este tipo no existirían dummies)

Realizaremos un estudio de pelvis que constara de los localizadores en planos axial, sagital y coronal; una secuencia T1 TSE (axial de toda la pelvis), que nos servirá para localizar los implantes y poder programar correctamente las secuencias T2 en los planos sagital, axial y coronal, además de facilitar otro recurso para poder reconstruir mejor en función de los aplicadores que lleve, por ejemplo si lleva también Agujas Plásticas, ya que estas no tienen dummies y a veces es complicada la reconstrucción. Es necesario que el paciente este colocado, supino, piernas estiradas, brazos en el pecho y lo más quieta posible (describir colocación del paciente en máquina) y que las secuencias las programemos de manera que el plano axial quedará rotado perpendicular a la SIU (Sonda IntraUterina) ya que eso facilitará el contorneo del Oncólogo Radioterapeuta (Explicar como colocar planos según el implante)

RESULTADOS

Una vez realizado el estudio habrá que valorar, en primer lugar, si las secuencias T2 están correctamente orientadas y siguiendo la dirección del implante hasta que entra en el fundus del útero, que no haya desvíos ni imágenes que corten los aplicadores y/o OORR cercanos que posteriormente compliquen la reconstrucción/ planificación del tratamiento. Además el radiólogo/a responsable del estudio podrá valorar si hay algún volumen tumoral importante.

CONCLUSIÓN

La realización de un estudio de resonancia magnética en pacientes con cáncer de cérvix que van a realizar tratamiento de braquiterapia es de gran importancia ya que si se realiza correctamente, siguiendo rigurosamente la orientación del implante colocado

previamente en quirófano proporciona información del GTV (que con CT no la obtenemos) muy importante para la delimitación posterior de volúmenes a tratar (HR, IR), para planificar y realizar el tratamiento. Se estima que se contornea mucho menos volumen de tratamiento (HR) mediante RMN que con CT y esto repercute en menos tejido sano irradiado a dosis altas, menos dosis a OORR,...

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA PROTONES

VARIABILIDAD DOSIMÉTRICA RELACIONADA CON LA DENSIDAD DE TORNILLOS DE ARTRODESIS POR CONDROSARCOMA

González De Almeida, P. (1); García Carabante, N. (1); Mogollón Pajarón, J. M. (1); Sanz Valverde, P. (1); Cabello García, J. P. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Ramón García, C. (1); Viñals Muñoz, A. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

El rango de los haces de protones es muy susceptible a los cambios en el medio atravesado, por este motivo es fundamental tener correctamente caracterizados los elementos no biológicos que vayan a atravesar, puesto que la curva de calibración de nuestro CT está validada únicamente para tejido biológico.

En el presente estudio se han analizado cinco pacientes de condrosarcoma sometidos a un procedimiento de reconstrucción vertebral mediante artrodesis, generalmente de aleaciones metálicas. Se ha evaluado cómo un cambio en la densidad con la que se caracterizan estos elementos, ubicados en la zona a tratar, puede influir en la dosimetría de los tratamientos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para cuantificar las variaciones dosimétricas al modificar la densidad de las prótesis, se han realizado varias planificaciones, usando el software RayStation v12A, con diferentes valores de densidad y se han analizado los valores de V95%, V100% y V107% en los volúmenes target entre diferentes planes de tratamiento. Todos los pacientes presentan una prescripción con boost integrado.

Estos planes se han calculado teniendo en cuenta una incertidumbre del 5% en rango, mediante optimización robusta, la cual es mayor a la que se realiza en casos que no incluyen material no biológico.

En el plan original se utilizó el material que tenemos definido como titanio en la base de datos, y en base a ese plan se hicieron dos copias en las que se aplicaron variaciones a la densidad del 30%, tanto en positivo como negativo.

Posteriormente, se efectuó una comparación entre el plan con el valor nominal y aquellos con las densidades cambiadas, calculando la diferencia entre ellos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la siguiente tabla (Figura 1) y gráfica (Figura 2) se muestra la diferencia entre las coberturas de los dos CTVs en el plan nominal y en los casos de variaciones del 30%. Se observa que en los valores de V95% no se presentan grandes diferencias. En contraposición, en el V100% se ven cambios de alrededor un 5%, siendo este más notable en el primer y el quinto paciente al disminuir en un 30% la densidad. Además, este cambio también se presenta en las dosis máximas, que se desvían en torno a un 3%, produciéndose la mayor desviación al aumentar la densidad en el paciente 5, llegando a -6.49%.

Si bien está claro que el cambio en la densidad del material afecta a la dosimetría, no se percibe una clara correlación entre el cambio de densidad y la cobertura, de forma que no podemos prever cómo se producirá la variación.

		Titanio +30%		
		V95	V100	V107
P1	CTV1	-0,01	0	-0,95
	CTV2	-0,57	-2,42	-2,36
P2	CTV1	0,86	0,85	-0,13
	CTV2	0,47	-1,01	-2,34
P3	CTV1	0,04	1,01	0,29
	CTV2	0,45	5,35	3,23
P4	CTV1	0,19	0,9	1,58
	CTV2	0,91	2,95	-1,37
P5	CTV1	0,02	-2,46	-6,49
	CTV2	-0,6	-4,07	-4,25

		Titanio -30%		
		V95	V100	V107
P1	CTV1	-0,15	2,23	1,38
	CTV2	-0,28	11,99	0,27
P2	CTV1	0,3	0,62	0,16
	CTV2	0,13	1,99	2,09
P3	CTV1	0,04	1,01	0,29
	CTV2	0,45	5,35	3,23
P4	CTV1	0,12	-0,01	-1,37
	CTV2	0,77	3,77	-0,66
P5	CTV1	0,36	7,23	4,27
	CTV2	1,03	10,56	1,47

Figura 1

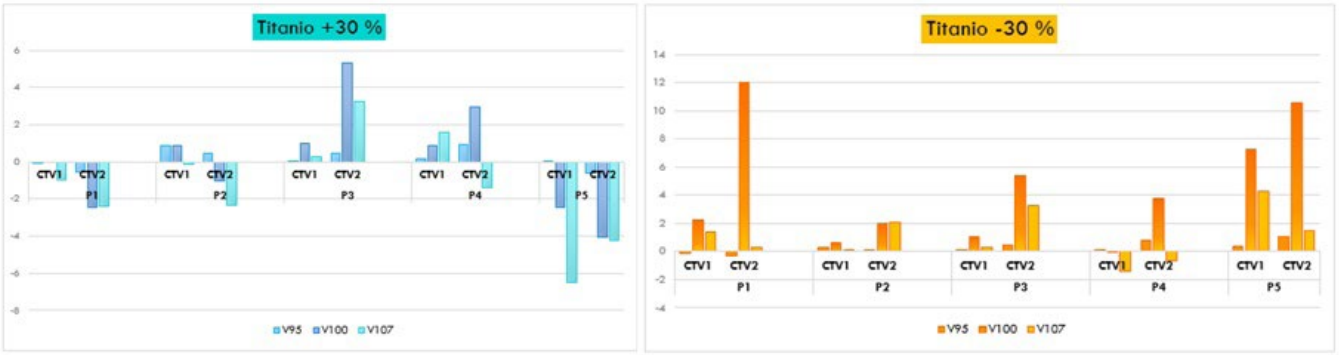


Figura 2

CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos, podemos incidir en la importancia de caracterizar los elementos no biológicos adecuadamente para que no interfieran en la administración del tratamiento, en especial aquellos elementos que estén cercanos o incluidos en el volumen target. Se observa además la relevancia de realizar un análisis robusto de la densidad para evaluar la degradación de la dosimetría en cada caso.

ERROR EN EL REGISTRO RÍGIDO RM-CT: CONSECUENCIAS DOSIMÉTRICAS EN TRATAMIENTOS DE CORDOMA DE CLIVUS CON PROTONTERAPIA

Sanz Valverde, P. (1); Mogollón Pajarón, J. M. (1); Gonzalez De Almeida, P. (1); García Carabante, N. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Ramón García, C. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Cabello García, J. P. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

OBJETIVOS

Analizar el impacto dosimétrico en el tronco cerebral y los volúmenes de tratamiento debido a errores en el registro rígido entre imágenes de resonancia magnética (RM) y tomografía computarizada (CT) en tratamientos de cordoma de clivus en protonterapia.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han seleccionado tres casos clínicos de cordoma de clivus tratados con protonterapia en 30 fx. En todos los planes el volumen de tratamiento principal se irradia a 2 Gy por fx., añadiendo una sobreimpresión a 2.4 Gy por fx. Se utilizan los módulos de registro rígido, definición de estructuras y optimización del planificador Raystation v.12A (Raysearch). Se realizan dos registros: el primero,

según el protocolo estándar, con la herramienta de registro rígido automático y ajuste manual posterior, que sirve como referencia; y el segundo, variando 0.5 grados la angulación en todos los planos para simular errores en la alineación de contorno-órgano. Se contornea el tronco cerebral con ayuda de la RM en el plano transversal, tanto en el registro de referencia como en el rotado, generando así dos estructuras que se evaluarán posteriormente. A continuación, se realiza una optimización robusta según el protocolo habitual (3% 3mm sobre los CTVs) limitando dosis sobre el volumen rotado y priorizando la protección de esta estructura frente a la cobertura de los volúmenes de tratamiento. El análisis se realiza en el escenario nominal de la evaluación robusta, valorando las dosis máximas (Dmax) en el tronco cerebral, tanto en su posición rotada como en su posición original, así como la dosis media (Dmedia), y el V95 de los CTVs.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la TABLA 1 se muestran los resultados obtenidos.

	ROTACIÓN EN TODOS LOS PLANOS. (deg)	CONDICIÓN DEL CONTORNO	D max (Gy) (RBE)	D media (Gy) (RBE)	Cobertura CTV (Gy) (V95)
Caso 1	0	Real	55.12	8.94	CTV 72: 99.27% CTV 60: 86.56%
	0.5	Real	54.59	8.9	CTV 72: 98.65% CTV 60: 83.98%
		Desplazado	48.54	7.4	
Caso 2	0	Real	64.90	13.03	CTV 72: 97.29% CTV 60: 97.85%
	0.5	Real	56.12	11.09	CTV 72: 92.00% CTV 60: 96.82&
		Desplazado	59.60	12.32	
Caso 3	0	Real	57.37	13.37	CTV 72: 92.88% CTV 60: 96.40%
	0.5	Real	58.14	13.60	CTV 72: 93.21% CTV 60: 96.59%
		Desplazado	57.10	12.90	

Una ligera rotación altera la anatomía en el plano transversal, lo que modifica el contorno del tronco cerebral y puede aumentar inadvertidamente la dosis en el órgano real. Al optimizar con el contorno desplazado, la cobertura del CTV se ve afectada dependiendo de la dirección del desplazamiento: si el contorno del tronco cerebral se aproxima al CTV debido al registro, la cobertura disminuye, pero la dosis en el órgano real se reduce. En cambio, si el contorno se aleja, se logra una mejor cobertura del CTV a costa de un incremento en la dosis máxima en el tronco cerebral, lo que supone un riesgo clínico.

CONCLUSIONES

Estos resultados han permitido cuantificar el error en el registro rígido y confirman la importancia de una fusión precisa entre la imagen de CT y de RM para asegurar una cobertura óptima del CTV sin comprometer la seguridad del tronco cerebral.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA RTE

EXPERIENCIA EN TRATAMIENTOS EN INSPIRACIÓN FORZADA DIBH GUIADOS POR SUPERFICIE

García Rescalvo, A. (1); Eugui Martínez, R. (1); Segura Arribas, S. (1); Órtiz López, R. (1); Polo Cezón, R. (1); Medina Céspedes, M. D. (1); Bayón Llera, J. (1)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

OBJETIVOS

Resumir la experiencia en tratamientos de más 100 pacientes de mama en DIBH con el sistema Alingrt de VISIONRT desde 2022.

MATERIAL Y MÉTODOS

Lo pasos que seguimos previamente a un tratamiento DIBH son

- Entrenamiento: Al no disponer del sistema en el CT de simulación las pacientes deben superar un entrenamiento en la unidad de tratamiento consiguiendo una inspiración torácica sin arqueo de espalda de más de 0.8cm y mantenida más de 20 segundos.
- Simulación: dos adquisiciones (basal e inspiración). En el CT basal se contornea únicamente el contorno externo.
- Planificación: con dos arcos (interno y externo) y siempre que sea posible un máximo de dos vueltas por arco para minimizar el tiempo de radiación
- Posicionamiento: se posiciona con la superficie en basal y se monitoriza la superficie en inspiración en tratamiento. Tras posicionar en basal, no se puede mover el eje vertical de la mesa para recolocar.
- ConeBeam: si la paciente lo aguanta se realiza sin interrupción con una inspiración forzada de 40 segundos. En caso contrario se adquiere en dos partes de 20 segundos (parando manualmente).

Analizamos parámetros dosimétricos y tiempos de tratamiento de 10 pacientes de mama izquierda con boost integrado en 5 sesiones con intención neoadyuvante y sin metástasis tratadas con DIBH (edad media 54.5 años) y las comparamos con 10 pacientes de las mismas características tratadas en respiración libre (edad media 60.8 años).

RESULTADOS

La tabla muestra el resultado promedio de las 10 pacientes para los parámetros dosimétricos de corazón y pulmón. Se observa con DIBH una disminución de dosis en torno al 20% para todos los parámetros.

		Sin DIBH	Con DIBH	Dif (%)
Corazón	D_{med} (Gy)	1,50	1,18	-21,05
	V1.5 (%)	23,08	17,49	-24,21
	$D_{máx}$ (Gy)	18,38	14,46	-21,29
Pulmón Izdo	D_{med} (Gy)	4,13	3,28	-20,76
	V8 (%)	15,31	12,20	-20,33
	V12 (%)	10,03	8,22	-18,10

En cuanto a los tiempos totales de tratamiento (desde que la paciente entra en la unidad hasta que sale) en la gráfica observamos que para DIBH aumentan en las primeras sesiones, hasta un 50% en la sesión inicial, pero se van igualando en sesiones sucesivas.

CONCLUSIONES

Las ventajas dosimétricas en pulmón y corazón son muy grandes en los tratamientos de mama izquierda en DIBH. Los tiempos de tratamiento aumentan, especialmente en la primera sesión, pero la diferencia se hace más pequeña, llegando incluso a igualarse, en sesiones sucesivas cuando la paciente está más entrenada en la técnica. También es de gran importancia el entrenamiento previo al TAC de simulación, que consigue que las pacientes sean tratadas con mayor eficiencia y confirmar esas ventajas dosimétricas.

IMPACTO DEL CONTRASTE EN EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO SOBRE IMÁGENES TC RECONSTRUIDAS CON EL ALGORITMO DIRECTDENSITY

Lloret Puerto, A. (1); Castro Cuevas, C. (1); Serrano Rueda, S. (1)
(1) Hospital Clínic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

DirectDensity (DD) es un algoritmo desarrollado por Siemens diseñado para eliminar la dependencia en kV en la curva de calibración de UH vs densidad electrónica relativa en TC. El efecto visual de reconstruir usando este algoritmo es que los materiales con valores de UH altos ven su valor reducido. Por ejemplo, las regiones que han captado contraste se aprecian menos resaltadas en la imagen.

A partir de aquí, varios usuarios reportan que el uso de DD sobre un estudio con contraste, suprime la necesidad de tener una adquisición de TC adicional sin contraste para hacer el cálculo dosimétrico.

El objetivo de este trabajo es explorar esta idea para conocer la viabilidad de prescindir de un TC adicional sin contraste en nuestra práctica clínica habitual.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han seleccionado 49 casos reales (68PTVs) tratados en nuestro centro durante el año 2024 y simulados con Siemens SOMATOMgo. OpenPro. Los casos seleccionados corresponden a aquellos en los que se hicieron dos adquisiciones de TC y que la única finalidad era disponer de una reconstrucción para el contorneo y una para el cálculo.

De manera retrospectiva, se han reconstruido las imágenes con contraste usando el algoritmo DD y se ha recalculado la dosimetría que se usó clínicamente en cada caso, en el nuevo conjunto de imágenes (algoritmo AAA, TPS Eclipse, Varian). 46 de 49 casos fueron planificados en VMAT y 3 en 3D conformada.

Se han calculado las diferencias de los valores de $D_{98\%}$, D_{media} y $D_{2\%}$ de los PTV entre la dosimetría sin contraste y con contraste. Contorneando el contraste visible, se ha registrado el porcentaje volumétrico dentro de cada PTV.

RESULTADOS

Las diferencias fueron estadísticamente significativas, ($p<0.05/3$ test de Wilcoxon, corrección Bonferroni). Sin embargo, apenas superan el 3%, siendo la mayoría cercanas a cero (Figura1).

El porcentaje de contraste que hay en los PTVs va del 0% al 35% (Figura2). Todos los casos donde el volumen de contraste es 0% corresponden a metástasis cerebrales. En los casos de ORL no hay correlación entre el volumen de contraste y el cambio dosimétrico.

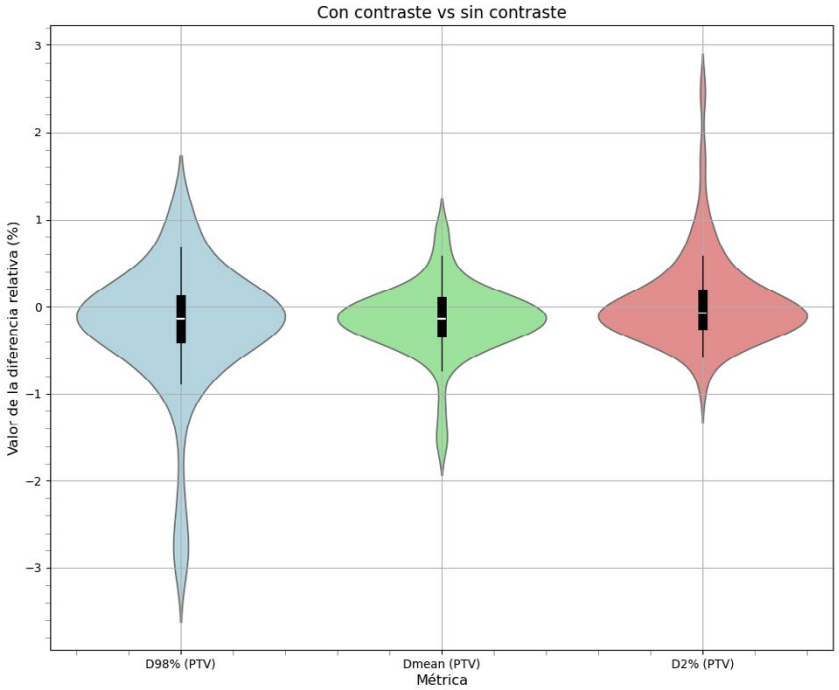


Figura 1: Diagramas de violín de las diferencias en D98, Dmedia y D2% del PTV entre lás dosimetrías sin contraste y con contraste. En cada distribución se incluye el diagrama de caja correspondiente, marcando la mediana en color blanco.

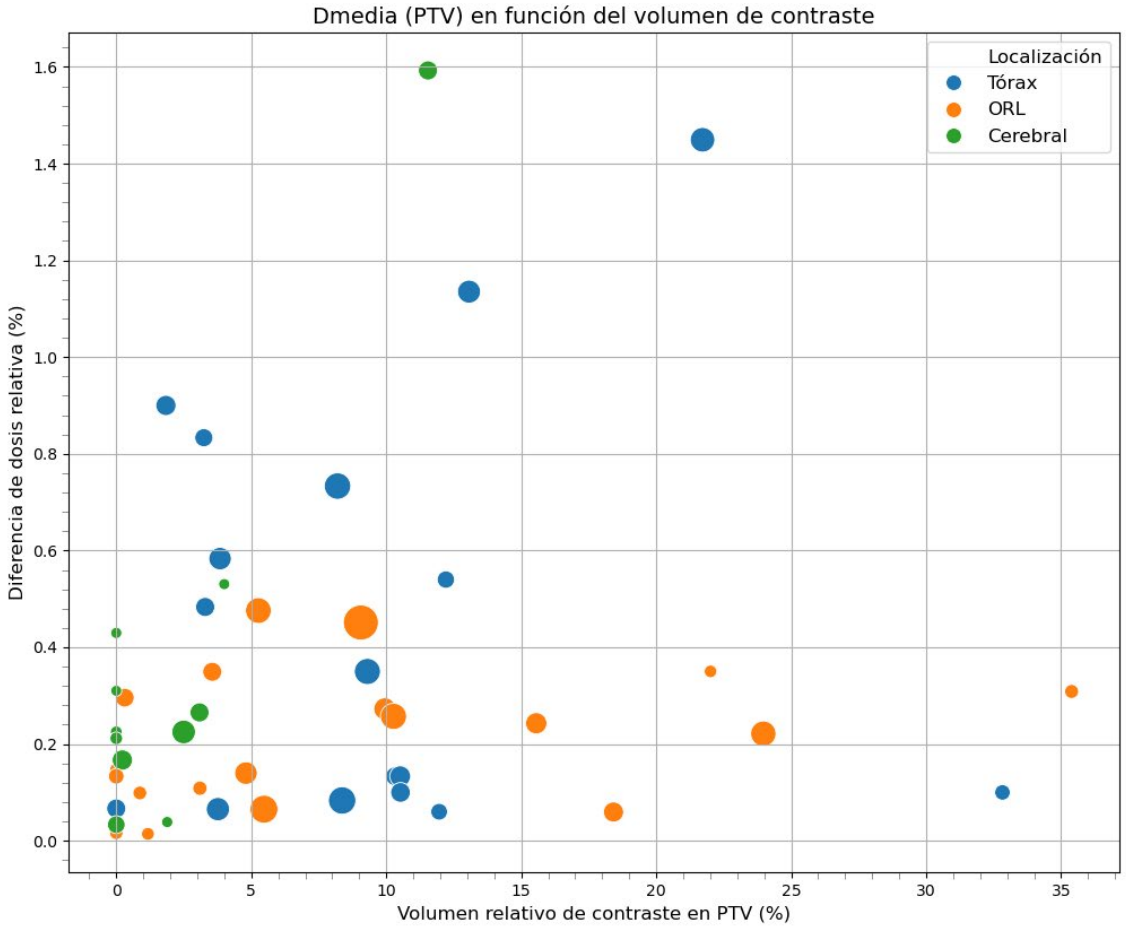


Figura 2: Diferencia de dosis media en el PTV, entre las dosímetrias con contraste y sin contraste, en función del volumen de contraste presente en el PTV. Se diferencian por colores según la localización anatómica (12 craneales, 18 cabeza y cuello y 19 torácicas). El tamaño de los puntos es proporcional al volumen de la estructura del PTV (rango: 0.7 cm³ a 832 cm³).

DISCUSIÓN

Las diferencias más importantes se encuentran en los casos de tórax y cerebrales con más contraste en el PTV. El uso predominante de VMAT podría explicar la robustez de los planes frente a pequeñas variaciones en la densidad de los tejidos (sobre todo ORL, con diferencias <0.5%), ya que esta técnica tiende a ser menos sensible a cambios en la distribución de densidades.

Aunque las diferencias son pequeñas y probablemente sean clínicamente poco relevantes, hay casos donde son estadísticamente significativas. Por la ignorancia del tamaño de la lesión y la distribución del contraste en el momento de la simulación, convendría tener un TC sin contraste para los torácicos.

CONCLUSIONES

El algoritmo DirectDensity mitiga los efectos de altas densidades causadas por el contraste en TC. Sin embargo, debido a la significancia de las diferencias que se pueden encontrar, solo consideramos prescindir del TC sin contraste en los casos de ORL y metástasis cerebrales.

EVALUACIÓN DE LA APLICACIÓN DEL MODELO DE RAPIDPLAN PARA LA PLANIFICACIÓN ESTÁNDAR DE PRÓSTATA Y VESÍCULAS EN PACIENTES CON EL NUEVO HIPOFRACCIONAMIENTO CHHIP

Corral García, A. (1); Vazquez Camello, V. (1); Fraile Olaya, J. (1); Sanchez Dorado, A. (1); Gómez Fervienza, J. R. (1); Marquez Parro, R. (1); Ruiz Maqueda, S. (1); Candon Gonzañez, C. L. (1)

(1) Hospital Universitario de Fuenlabrada

INTRODUCCIÓN

Rapidplan es un software comercial que, a partir de la creación de un modelo entrenado con pacientes ya planificados, realiza dosimetrías a partir de lo que ha aprendido de dicho entrenamiento de forma automática, sin necesidad de añadir objetivos de optimización adaptados al paciente.

El fraccionamiento original se compone de 28 fracciones administrando una dosis total de 70 Gy a la próstata y 56 Gy a las vesículas. Existe una nueva propuesta de fraccionamiento en el que se administra 20 fracciones con una dosis total de 60 Gy a un único PTV que engloba tanto la próstata como las vesículas. Esta nueva prescripción (CHHip) conlleva nuevas restricciones de dosis para el recto, que no fueron tenidos en cuenta en las planificaciones que entrenaron el modelo original.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluó una muestra representativa de pacientes con el nuevo fraccionamiento. En dicha muestra se usó el modelo original de Rapidplan correspondiente al fraccionamiento de 28 sesiones de próstata y vesicula para realizar la dosimetría. Se evaluó el recto y se comprobó si cumplía los objetivos de la prescripción.

RESULTADOS

En los pacientes analizados se observa que en la mayoría de los casos el recto no cumplía el constrain de que el V60Gy sea menor del 0.01%. También se pedía que la isodosis de 39 Gy se excluyera en la medida de lo posible del recto y tampoco se cumplía en la mayoría de los casos. Para alcanzar dichos requerimientos fue necesario añadir objetivos adicionales en la planificación.

DISCUSIÓN

A partir de los resultados obtenidos, quedó patente que el modelo utilizado no es capaz de cumplir todos los constrains de la nueva prescripción para el caso del recto. Esto se debe a que el modelo fue entrenado con dosimetrías y distribuciones de dosis de tratamientos con fraccionamientos y constrains diferentes.

El nuevo fraccionamiento implica unas limitaciones de dosis más restrictivas que el modelo original de 28 sesiones. Por lo tanto, era necesario añadir manualmente objetivos adicionales en el proceso de planificación, lo cual aumentaba el tiempo de realización de la dosimetría y provocaba una pérdida en la estandarización de las planificaciones que son de las principales ventajas de este software.

CONCLUSIONES

Queda pendiente realizar un nuevo modelo de Rapidplan que se adapte a las distribuciones de dosis y constrains adecuados para este nuevo tipo de tratamiento. Se escogerá una muestra mayor de pacientes para la creación de un nuevo modelo y se comprobará su eficacia con pacientes de prescripciones similares.

COMPARATIVA EN PLANIFICACIONES CON Y SIN RAPIDPLAN DE PACIENTES CON PATOLOGIAS DE PROSTATA Y VESICULAS

Fraile Olaya, J. (1); Ruiz Maqueda, S. (1); Corral García, A. (1); Vazquez Camello, V. (1); Gómez Fervienza, J. R. (1); Sanchez Dorado, A. (1); Marquez Parro, R. (1); Candon Gonzañez, C. L. (1)
(1) Hospital Universitario de Fuenlabrada

INTRODUCCIÓN

Rapidplan es un software comercial que, a partir de la creación de un modelo entrenado con pacientes ya planificados, realiza dosimetrías a partir de lo que ha aprendido de dicho entrenamiento de forma automática, sin necesidad de añadir objetivos de optimización adaptados al paciente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se eligió un conjunto representativo de 10 pacientes con patología de ca. De próstata y vesículas (vvss) a los cuales se les planificó usando el software de Rapidplan. Se comparó las dosimetrías obtenidas con las planificadas siguiendo el estilo tradicional con un arco de VMAT con el planificador Eclipse. Se comparó la dosis en órganos de riesgo recto y vejiga, la cobertura en PTVs así como las UM. Dichos pacientes presentaban una prescripción de 28 fracciones con una dosis total de 70Gy a la próstata y 56Gy a la vesícula.

RESULTADOS

De los 10 pacientes analizados, 8 en el caso del recto y 6 en la vejiga presentaron una reducción de la dosis recibida. En los restantes no es posible una mejora sin penalizar en cobertura en PTV y eso se apreció tanto en la planificación original como en la obtenida con Rapidplan. Para la cobertura de los PTVs, en las dosimetrías realizadas con Rapidplan se obtuvo una cobertura más eficiente que en las planificaciones originales.

En el caso de las UM de los tratamientos, en las dosimetrías planificadas con Rapidplan se necesitaron más UM que en las originales en todos los pacientes menos en 1. El tiempo de realización de la optimización se redujo y no fueron necesarios objetivos personalizados a cada paciente y/o caso.

DISCUSIÓN

A raíz de los resultados presentados, se concluyó que el entrenamiento del modelo de Rapidplan permitió la obtención de dosimetrías de mejor calidad gracias a una reducción de la dosis en los órganos de riesgo y un aumento en la cobertura de los PTVs. Todo esto tuvo como coste un aumento en las UM del tratamiento lo cual se puede asociar a una posible reducción en la reproducibilidad del tratamiento y un mayor tiempo de tratamiento en máquina.

Sin embargo, la reducción del tiempo de optimización y los resultados obtenidos en la comparación con las planificaciones originales mostraron que el modelo es eficiente y que su uso agilizaba el flujo de trabajo del paciente.

CONCLUSION

Rapidplan se presenta como una herramienta muy útil a la hora de reducir y optimizar el flujo de trabajo en el proceso de la planificación de los tratamientos. Las dosimetrías obtenidas igualan o mejoran a sus homologas planificadas de forma tradicional, además de estandarizar el proceso de realización de la dosimetría.

INFLUENCIA DEL MARCO DEL INMOVILIZADOR ENCOMPAS SRS EN EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO

Castro Cuevas, C. (1); Candela-Juan, C. (1); Lloret Puerto, A. (1); Escudero López, E. (1); Cases, C. (1)
(1) Hospital Clínic de Barcelona

INTRODUCCIÓN

Uno de los inmovilizadores utilizados en tratamientos de estereotaxia craneal (SRS) es el EncompassTM SRS (Qfix). En el sistema de planificación Eclipse (Varian), existe una estructura de soporte prediseñada, necesaria para HyperArc, pero no incluye el marco ni los pernos de sujeción de la máscara.

En este estudio evaluamos el impacto dosimétrico de no considerar estos elementos, así como las Houndsfield Units (HU) que se deberían asignar si se introducen como estructura de soporte.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para determinar las HU óptimas que asignaríamos al marco realizamos 5 planificaciones diferentes, cuatro de ellas en arcoterapia y una en 3D con campo lateral, considerando 9 valores de HU (entre -400 hasta 400 cada 100HU). Se analizaron las diferencias de dosis ($D_{95\%}$) para todas las planificaciones en relación al caso donde el contorno externo (*body*) incluye el inmovilizador completo

Una vez determinado el valor óptimo de HU, se seleccionaron 10 pacientes: cinco corresponden a tratamientos de SRS y cinco a radioterapia holocraneal con protección de hipocampo (WBHP).

Todos los casos se planificaron con arcos coplanares, energía de 6MV, con o sin filtro, y se recalcularon con AAA (Eclipse) con tres supuestos diferentes (FIGURA 1):

1. Cálculo considerando todo el Encompass dentro del *body*. Esta es la referencia.
2. Cálculo incluyendo el Encompass como soporte, pero sin añadir estructuras extras.
3. Cálculo incluyendo el Encompass y el marco como estructuras de soporte, asignándole el valor de HU óptimo calculado.

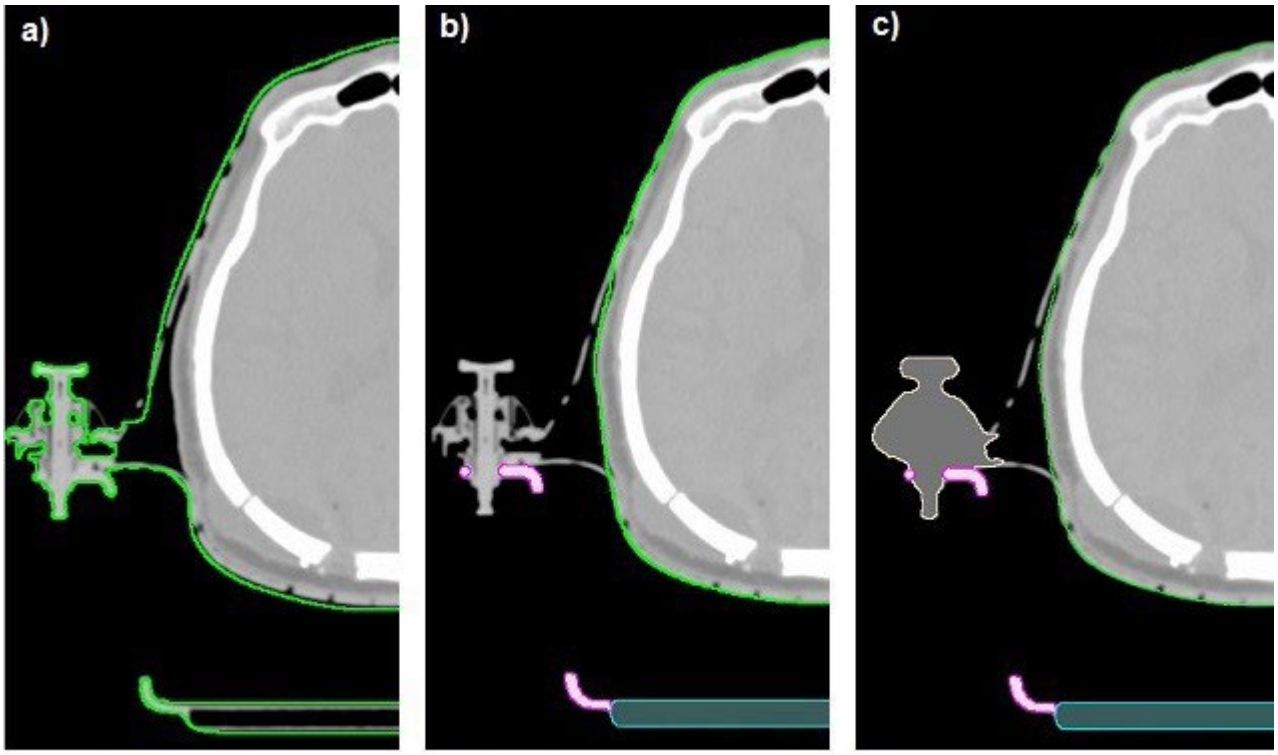


Figura 1. Vistas de los 3 supuestos: a) Encompass en el body, b) Encompass sin el marco, c) Encompass con marco.

Todas las planificaciones se optimizaron sobre el caso 1 y se recalcularon con unidades de monitor fijas en 2 y 3. Se evaluó el $D_{95\%}$.

RESULTADOS

Comparando con el caso que incluye el Encompass en el *body*, las menores diferencias en $D_{95\%}$ se obtuvieron para el caso de -200HU. La variación en el $D_{95\%}$ es menor al 1% en todo el rango de HU para arcoterapia, pero de hasta un 8% en campos estáticos laterales.

La FIGURA 2 muestra, para cada paciente, el $D_{95\%}$ de los 3 casos. Para el tratamiento de volúmenes más grandes (como en WBHP) el efecto de no considerar el marco es inferior al 1%. Para lesiones más pequeñas, no considerar el marco puede introducir errores de hasta el 2%, reduciéndose en torno al 1% o menor si se considera como estructura de soporte.

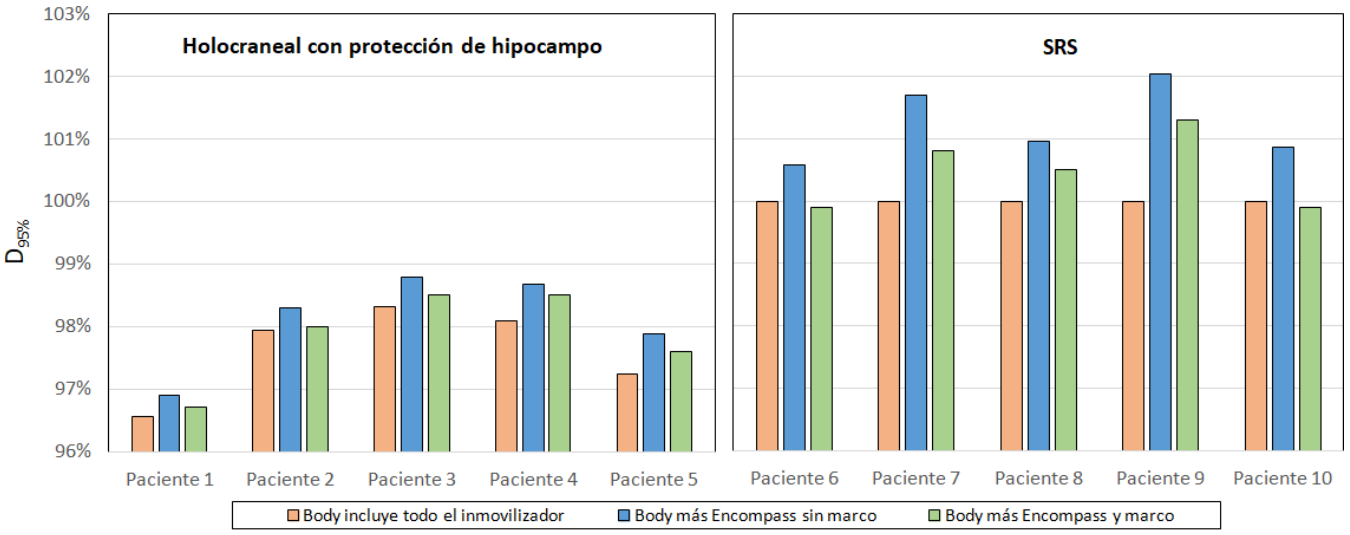


Figura 2. $D_{95\%}$ para cada uno de los casos analizados. Izquierda: Casos de WBHP. Derecha: Casos de SRS

DISCUSIÓN

La planificación dosimétrica en 3D es más sensible a la presencia del marco y en estos casos habría que limitar el uso de este inmovilizador. En cambio, en arcoterapia, dado que la cantidad de radiación que lo atraviesa es menor, disminuye su influencia. De los casos analizados de arcoterapia se concluye que es recomendable añadir también el marco de las máscaras, ya sea dentro del *body* o como estructura de soporte con asignación de -200 HU.

CONCLUSIÓN

Se ha evaluado el impacto dosimétrico del marco de la máscara en el sistema de inmovilización Encompass. El impacto es notable para campos 3D, pero menor (diferencias generalmente <2% en el $D_{95\%}$) en arcoterapia, concluyendo que se debería considerar en el *body* o como estructura de soporte.

SIMULACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DE MAMA MEDIANTE TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA (DIBH)

Aponte Cabrera, I. (1); Sánchez Rodríguez, A. (2); Martín Fernández, P. (2); Moreno Gutiérrez, C. (2); López Ruiz, R. (2); San José García, D. (2)
(1) Hospital Universitario Gregorio Marañón; (2) Hospital Universitario Doce de Octubre

INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

La técnica de inspiración profunda mantenida (DIBH, Deep Inspiration Breath Hold) permite minimizar la dosis de radiación recibida por el corazón sin comprometer la dosis terapéutica. Esta técnica, basada en la expansión pulmonar mediante una inspiración profunda mantenida durante un período controlado, permite alejar el corazón de la zona a tratar. Así, reducimos la exposición del tejido cardíaco y, en consecuencia, la incidencia de fibrosis asociada a la radioterapia.

OBJETIVOS

Explicar el protocolo de simulación para el tratamiento de mama con DIBH en el Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario Doce de Octubre.

METODOLOGÍA/MATERIALES

- Sistema de Tomografía Computerizada (TC) Siemens ® Sistema de seguimiento por superficie (SGRT) Identify ® Plano inclinado para inmovilización de las pacientes en decúbito supino Civco® Plano de rodillas

Los criterios de selección de los pacientes para tratamiento con técnica DIBH son: pacientes con buena función cognitiva y candidatos a radioterapia de mama izquierda (con o sin afectación de cadenas ganglionares).

Recibimos al paciente explicándole todos los pasos a seguir en el proceso de simulación y señalando la importancia de su colaboración durante el mismo.

Se colocará al paciente en decúbito supino sobre plano inclinado con los brazos por encima de la cabeza y las piernas apoyadas sobre un plano de rodillas.

Los técnicos establecen la posición del ROI (área de interés sobre la superficie del paciente sobre la que se evaluará los parámetros de respiración).

En la pantalla del sistema de seguimiento respiratorio, los pacientes verán una línea blanca que se moverá verticalmente según su ciclo respiratorio y una franja verde en la parte superior a la que solo deberá llegar mediante inspiración y mantenerse de manera estable reteniendo el aire durante al menos 20 segundos.

Se ensaya con los pacientes para que comprendan la dinámica, establecer unos umbrales adaptados a su capacidad respiratoria y asegurar la reproducibilidad durante todas las sesiones de tratamiento.

Se establecen sistemas de referencia de colocación del paciente y se realizan dos adquisiciones de imágenes: en respiración libre y en respiración mantenida.

Posteriormente, se tatúan las marcas dérmicas necesarias para la colocación y reproductibilidad y despedimos al paciente informándole sobre los futuros pasos a seguir sobre su tratamiento.

RESULTADOS

La técnica de DIBH ha demostrado ser efectiva para reducir la cardiotoxicidad en pacientes con cáncer de mama izquierda sometidas a radioterapia. Como resultado, obtenemos una menor incidencia de complicaciones cardíacas, como enfermedad coronaria y fibrosis del miocardio. A largo plazo, esta reducción del daño cardíaco también mejora la supervivencia global de los pacientes.

DISCUSIÓN

Gracias a la colaboración de los pacientes y a la creciente formación de los profesionales y avances biotecnológicos, conseguimos optimizar el proceso de radioterapia y una fácil reproducibilidad del tratamiento diario, proporcionando mejor adherencia al mismo.

CONCLUSIÓN

La técnica de DIBH es una herramienta sencilla y eficaz para el cáncer de mama, reduciendo significativamente la exposición cardíaca a la radiación y disminuyendo la cardiotoxicidad y morbilidad a largo plazo, aumentando la calidad de vida y la supervivencia.

VALORACIÓN DE LAS CORRECCIONES MEDIANTE CBCT EN TRATAMIENTOS DE MAMA DE 5 FRACCIONES

García Carabante, N. (1); Gonzalez De Almeida, P. (1); Sanz Valverde, P. (1); Mogollón Pajarón, J. M. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Cabello García, J. P. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Ramón García, C. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

La radioterapia FAST-Forward es un modelo de hipofraccionamiento diseñado para pacientes con cáncer de mama en estadio temprano. Gracias a este protocolo conseguimos disminuir el número de sesiones manteniendo el mismo resultado clínico.

El objetivo de este trabajo es el análisis de los desplazamientos interfracción en tratamientos FAST-Forward con técnica de inspiración profunda mantenida (DIBH).

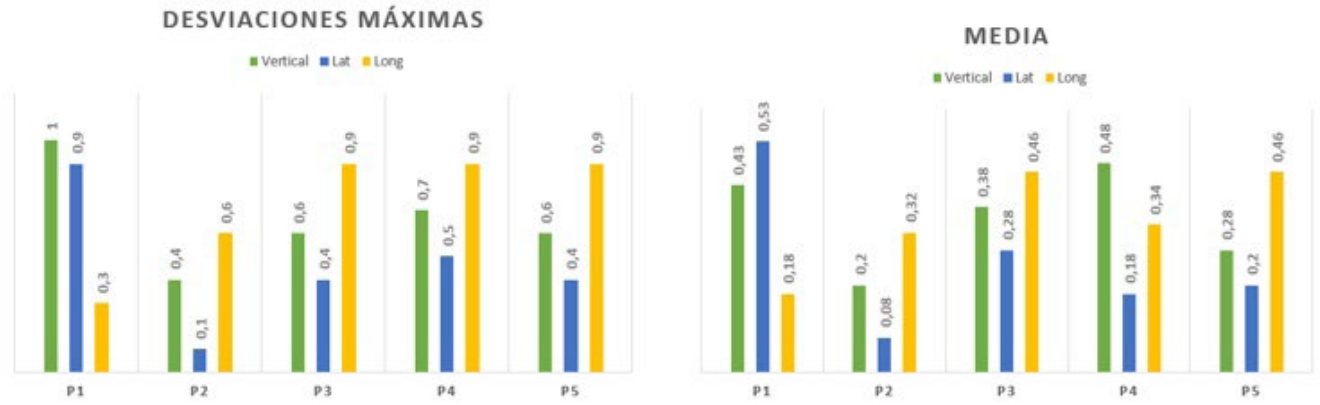
MATERIAL Y MÉTODOS

Para el presente estudio, se seleccionaron cinco pacientes diagnosticados con cáncer de mama, quienes fueron tratados mediante radioterapia en 5 fracciones. Se empleó la técnica de inspiración profunda mantenida (DIBH). Cada uno de los pacientes fue monitorizado mediante un Cone Beam CT (CBCT) diario para verificar la precisión del posicionamiento y evaluar posibles desplazamientos.

En este estudio se ha utilizado un acelerador lineal Versa HD™ (Elekta) equipado con el sistema Active Breathing Coordinator™ (ABC, Elekta). Este sistema consiste en establecer un umbral de respiración, que una vez alcanzado, provoca el bloqueo del espirómetro. A partir de ese momento, el tratamiento se administra mientras el paciente mantiene la respiración, garantizando así una administración controlada del mismo.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Como se muestra en la figura 1, en el análisis de los datos obtenidos de los CBCT diarios, se observó que el desplazamiento máximo registrado es de 1 cm en el eje vertical, tal como se muestra en la figura, coincidiendo con en el primer día de tratamiento. Este desplazamiento se puede atribuir a variaciones iniciales en la técnica de respiración y al proceso de adaptación del paciente al protocolo de tratamiento. A lo largo de los cinco días de tratamiento, se registraron desplazamientos en los tres ejes espaciales: vertical, lateral y longitudinal.



Se comparan las desviaciones máximas de cada una de las pacientes y se observa que, en 3 de ellas, el máximo desplazamiento es en el eje longitudinal, siendo este 0,9 cm.

Tras realizar un análisis detallado de los desplazamientos máximos y mínimos en cada uno de los ejes, se calculó el promedio de los mismos para cada eje. Los resultados mostraron que, en general, los desplazamientos en los tres ejes fueron inferiores a 0,5 cm en todos los días de tratamiento.

CONCLUSIONES

Si bien las desviaciones máximas nos dan valores de hasta 1 cm, estas quedan promediadas a lo largo del tratamiento con un valor de alrededor de 0,5 cm en los ejes vertical y longitudinal. Por otro lado, el eje lateral parece que sufre menos desviaciones debido a que la respiración afecta más a los dos primeros. Además, estos valores son del mismo orden de magnitud que las expansiones habitualmente utilizadas para la expansión del CTV al PTV, por lo que podemos asumir que el CTV va a estar cubierto correctamente.

EVALUACIÓN ROBUSTA EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON TÉCNICA 3D VS VMAT

Mogollón Pajarón, J. M. (1); Sanz Valverde, P. (1); García Carabante, N. (1); Gonzalez De Almeida, P. (1); Ramón García, C. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Cabello García, J. P. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1)
(1) Clínica Universidad de Navarra

INTRODUCCIÓN

Comparativa dosimétrica de los resultados obtenidos en seis tratamientos de mama izquierda, simulados en breath hold y planificados con técnica 3D y VMAT, con el fin de determinar qué modalidad es más robusta en cada uno de ellos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los tratamientos son planificados en RayStation 12A de RaySearch Laboratories. El fraccionamiento utilizado es: Mama izquierda conservada a 40.05 Gy y boost integrado a 48 Gy en 15 fracciones. Para técnica 3D se emplean 2 campos tangenciales con entre 2-4 segmentos y tres campos directos en forma de punta de flecha para la cobertura del boost. En cuanto a la técnica VMAT,

se utilizan dos arcos, con colimadores girados 10°, 350°, que van desde el tangencial interno al externo. La planificación en ambos casos se realiza al PTV, que es una expansión de 3 mm del CTV.

Todos ellos son diseñados para un acelerador VERSA HD (ELEKTA).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En todas las planificaciones, se evalúa la robustez del siguiente objetivo para los volúmenes target: V(95%Dp)≥95%. Y para los órganos de riesgo; Mama contralateral: Dmean<2Gy, pulmón ipsilateral: V20<10% y corazón: Dmean<3Gy.

En los seis casos, se evalúa las incertidumbres de desplazamientos de 3 mm en 14 escenarios, siendo estos los vértices y las caras de un cubo. En referencia a los volúmenes target, se evalúa solo la cobertura del CTV.

CONCLUSIONES

Se puede concluir que en las dos técnicas la robustez de los planes es óptima y por tanto la elección de una técnica u otra vendrá determinada por que órganos se quieran proteger.

OAR	Contralateral Breast Dmean<2Gy						Ipsilateral Lung V20<10%						Heart Dmean<3Gy					
TÉCNICA	3D			VMAT			3D			VMAT			3D			VMAT		
CASO	Nominal Gy	Passed %	Worst Gy	Nominal Gy	Passed %	Worst Gy	Nominal %	Passed %	Worst %	Nominal %	Passed %	Worst %	Nominal Gy	Passed %	Worst Gy	Nominal Gy	Passed %	Worst Gy
1	0,42	100	0,44	1,55	100	1,63	8,82	93	10,54	3,48	100	4,83	0,56	100	0,63	1,1	100	1,21
2	0,81	100	0,83	1,03	100	1,11	10,54	36	12,55	6,59	100	8,52	0,82	100	1	1,4	100	1,55
3	0,43	100	0,45	1,57	100	1,7	9,6	64	11,2	6,16	100	8,31	0,82	100	0,97	2,07	100	2,43
4	0,9	100	0,96	1,98	50	2,22	8,46	93	10,13	4,16	100	5,9	1,16	100	1,54	0,94	100	1,12
5	0,67	100	0,76	1,89	64	2,2	5,54	100	7,29	4,63	100	6,56	0,5	100	0,58	0,78	100	0,89
6	0,78	100	0,83	1,33	100	1,38	11,06	29	13,08	0,72	100	2,08	0,74	100	0,86	0,83	100	0,95
EN TOLERANCIA	6/6	6/6	6/6	6/6	4/6	4/6	4/6	1/6	1/6	6/6	6/6	6/6	6/6	6/6	6/6	6/6	6/6	6/6

Figura 1: Resultados obtenidos para los objetivos clínicos seleccionados en cada órgano de riesgo

FUNCIONALIDAD DEL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN ANZAI

Márquez Pavo, L. (1); Baena Porras, M. (1); Macias Castillo, M. J. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Carrasco Vázquez, D. (1); Llamas Martínez, P. (1); Pons Polo, G. (1); Roberto Dominguez, D. (1); Rodriguez Alarcón, C. (1); Mancha Mateos, P. J. (1)
(1) Hospital Universitario de Badajoz

Una de las funciones asignadas a los técnicos dosimetristas , adscritos al Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica Hospitalaria del Hospital Universitario de Badjaoz, consiste en el control de las sondas de presión Anzai,utilizadas para monitorización respiratoria del paciente en las exploraciones 4D realizadas en el Tc Somatom Cofidence de Siemens, con protocolo de SBRT para patologías de pulmón. Nuestro objetivo del estudio es verificar la periodicidad de las mismas.



TIEMPOS DE TRATAMIENTO DE RESPIRACIÓN MANTENIDA MEDIANTE UN SISTEMA DE SGRT

Quintana Rufes, M. (1); Altayo Alonso, J. (1); Hernández González, D. (1); Sanchez Ruiperez, J. (1); Benito Garcia, J. C. (1); Ramos Pacho, J. A. (2); Hernández Rodríguez, J. (2); García Repiso, S. (2)

(1) Hospital Nuestra Señora de Sonsoles, Hospital Clínico Universitario de Salamanca; (2) Hospital Clínico Universitario de Salamanc

INTRODUCCIÓN

El sistema de guiado por superficie en radioterapia (SGRT) ha supuesto un gran avance en el control del posicionamiento de los pacientes, especialmente en los tratamientos de mama.

En 2023 se realizó la instalación del sistema de SGRT y en 2024 se empezaron a realizar tratamiento en inspiración mantenida.

El objetivo del trabajo es analizar los tiempos de tratamiento en pacientes con la técnica de respiración mantenida (DIBH).

MATERIALES Y MÉTODOS

El sistema de SGRT que estamos analizando es el AlignRT(VisionRT). Este sistema tiene 3 dispositivos de seguimiento de tratamiento y cada dispositivo tiene 2 cámaras y un proyector de luz roja. Este proyector emite una luz sobre el paciente y las cámaras captan la luz reflejada.

Para verificar si la paciente es apta para el tratamiento en DIBH se observa su respiración y se comprueba que es capaz de mantener una correcta respiración torácica durante más de 25 segundos.

Durante la simulación previa al tratamiento se realizan dos TCs, uno libre y otro en apnea, donde el primero se empleo para el posicionamiento en el acelerador mientras. Además, previo al tratamiento se comprueba el posicionamiento en apnea.

En este estudio, se han analizado los tiempos de tratamiento de las primeras 255 sesiones de 17 pacientes (15 sesiones por paciente).

Se calculará la media de los valores obtenidos en la primera sesión de los 17 pacientes, posteriormente la media de la segunda sesión, la de la tercera sesión, y así sucesivamente hasta la decimoquinta. Este procedimiento permitirá analizar la evolución promedio de las mediciones a lo largo de las 15 sesiones.

Además, se han diferenciado 3 rangos para facilitar el análisis (1°-5° sesión, 6°-10° sesión y 11°-15° sesión).

RESULTADOS

En la Imagen 1 se puede observar cómo se produce una reducción del tiempo de tratamiento con el paso de las sesiones. Esto es debido al aprendizaje de la paciente a realizar correctamente la respiración, principalmente al iniciar el tratamiento (sesiones 1-5) ya que esta reducción del tiempo de tratamiento en el rango 6-10 y 11-15 no se observa. También se observa que con el paso de las pacientes se ha producido una curva de aprendizaje, no sólo de la paciente en sus sesiones si no del personal del servicio.

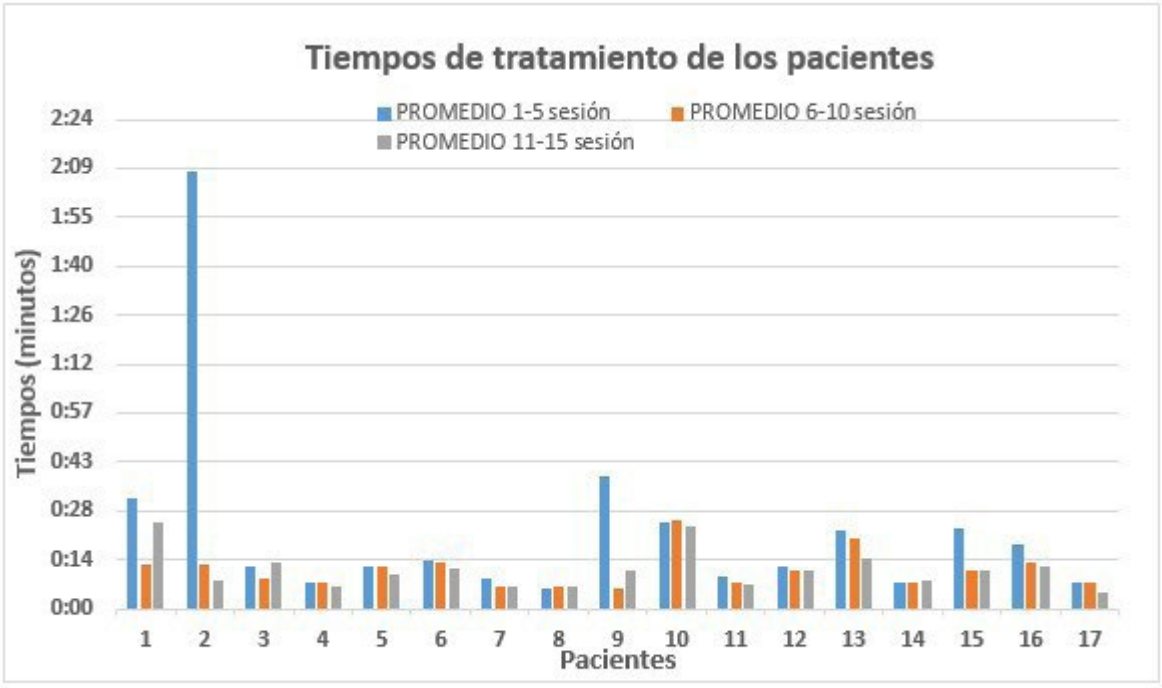


Imagen 1

En la Imagen 2 se muestran la media de las 15 sesiones de los pacientes. Se comprueba cómo se produce una reducción del tiempo del tratamiento en las 15 sesiones. La media del tiempo de tratamiento de la primera sesión es de 30 minutos mientras que a partir de la 5° sesión este tiempo es estable y se encuentra alrededor de 10 minutos por sesión.



Imagen 2

CONCLUSIONES

Tanto el entrenamiento previo como el aprendizaje de la paciente con el paso de las sesiones son fundamentales para reducir los tiempos de tratamiento. Además, la formación y experiencia de los trabajadores también hace que los tiempos se acorten siendo similares a un tratamiento sin DIBH.

ANÁLISIS DEL POSICIONAMIENTO DE PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA UTILIZANDO EL SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE VISION RT

López Luque, R. (1); Reyes Ortiz, P. (1); Pallares Moreno, C. (1); Moreno Anaya, E. (1); Forastero Rodriguez, C. (1); Guirado Llorente, D. (1)
(1) Hospital San Cecilio Granada

INTRODUCCIÓN

La radioterapia guiada por superficie (SGRT) puede tener beneficios en el posicionamiento de los pacientes, permitiendo la monitorización durante cada sesión de tratamiento, y ayudando en la detección de los cambios anatómicos a lo largo del mismo [1]. Después de más de un año de experiencia desde su implantación en nuestro servicio, en este trabajo se comparan los resultados en las correcciones de imagen pre-tratamiento entre este nuevo procedimiento y el que se seguía anteriormente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han seleccionado 60 tratamientos de cáncer de mama: 30 realizados tras la puesta en marcha del sistema de SGRT y otros 30 con el procedimiento previo. Para el posicionamiento de pacientes se ha utilizado un plano inclinado que asegura la colocación de los brazos en abducción, y externamente rotados por encima de la cabeza, con la cabeza girada hacia el lado contralateral de la mama a tratar. Además, se usa un reposapiernas debajo de las rodillas. En el procedimiento previo, se hacían coincidir los puntos tatuados con las proyecciones del sistema láser de la sala de tratamiento, realizándose después los desplazamientos indicados para llevar a este punto el isocentro definido en el plan de tratamiento. Con el nuevo sistema de SGRT (VisionRT), los pacientes se sitúan directamente en la posición de tratamiento haciendo coincidir la imagen superficial del paciente con la referencia de la simulación que se muestra en la pantalla del sistema.

En todos los casos, y antes de tratar, se valora el posicionamiento con una imagen tomográfica previa (CBCT) comparada con las imágenes de la simulación del tratamiento. Como resultado, se obtienen las 3 correcciones traslacionales y las 3 rotacionales. Para cada grupo y coordenada, se ha calculado la media en valor absoluto de las 5 primeras sesiones de tratamiento. Por otra parte, se ha aplicado el test de Mann-Whitney a las muestras con los distintos procedimientos para cada coordenada.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos (figura 1) muestran que no existen diferencias significativas entre ambos procedimientos, y pueden explicarse teniendo en cuenta que la exactitud en el posicionamiento con el procedimiento previo ya era inferior a 3 mm de traslación y 1.50 en rotación, lo cual es difícil de mejorar [2].

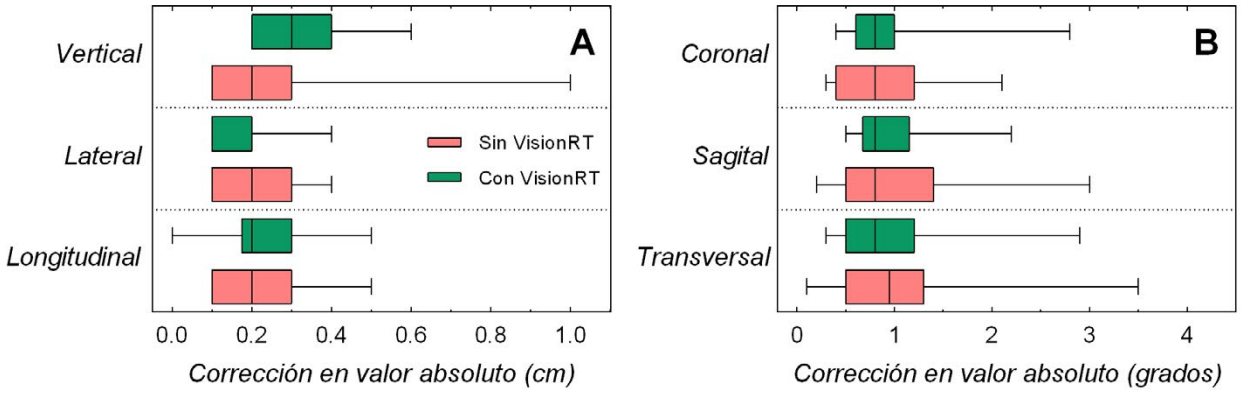


Figura 1. Correcciones en valor absoluto para las coordenadas de traslación (panel A) y de rotación (panel B) antes de introducir el sistema VisionRT (rojo) y después de su implementación (verde). Las cajas están limitadas por los cuartiles 25 y 75%, las líneas centrales representan la mediana y los intervalos incluyen el 95% de la distribución en cada caso.

Por otro lado, el método elegido para el análisis podría obviar las desviaciones de posicionamiento fuera de la rejilla aplicada para la corrección en la imagen CBCT (clipbox). Queda pendiente el estudio de éste y otros aspectos que pudieran influir al resultado.

CONCLUSIONES

La muestra analizada permite garantizar que con el nuevo procedimiento mediante el sistema VisionRT se consiguen, al menos, resultados equiparables a los del procedimiento previo en la corrección inicial de la posición, además de un control durante el tratamiento que no era posible antes y que incluye, particularmente, la determinación precisa de la posición de los brazos. El trabajo sigue en curso para aumentar la muestra y el valor estadístico de los resultados.

REFERENCIAS

Pizarro-Trigo et al.Rev Fis Med 2024;25:13-20. Stanley et al.J Appl Clin Med Phys 2017;18:6:58–61

RE-OPTIMIZACIÓN DE PLANES DE PRÓSTATA EN MONACO USANDO LA FUNCIÓN MULTICRITERIAL

Ortiz López, R. (1); Medina Céspedes, M. D. (1); Segura Arribas, S. (1); Polo Cezón, R. (1); Eugui Martínez, R. (1); García Rescalvo, A. (1); Bayón Llera, J. (1)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

OBJETIVOS Y PROPÓSITOS

Evaluar el impacto dosimétrico que se produce al emplear la función “Multicriterial” en la planificación de tratamientos de próstata en VMAT y justificar su posible uso habitual en las dosimetrías de dichos tratamientos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza el sistema de planificación Monaco 5.51.10 y se planifican 10 pacientes con patología de cáncer de próstata única con técnica de VMAT y algoritmo de Monte Carlo sin usar la función de “Multicriterial” y los mismos pacientes con la función activada. Dicha función permite reducir las dosis recibidas en los órganos de riesgo sin penalizar la cobertura del PTV.

Se evalúa el volumen de tratamiento de mayor dosis, en este caso PTV 6000 y los siguientes parámetros dosimétricos de órganos de riesgo:

- Recto V35 y V56

- Vejiga V32 y V51,2
- Cabeza femoral D. Máxima
- Bulbo D. Media

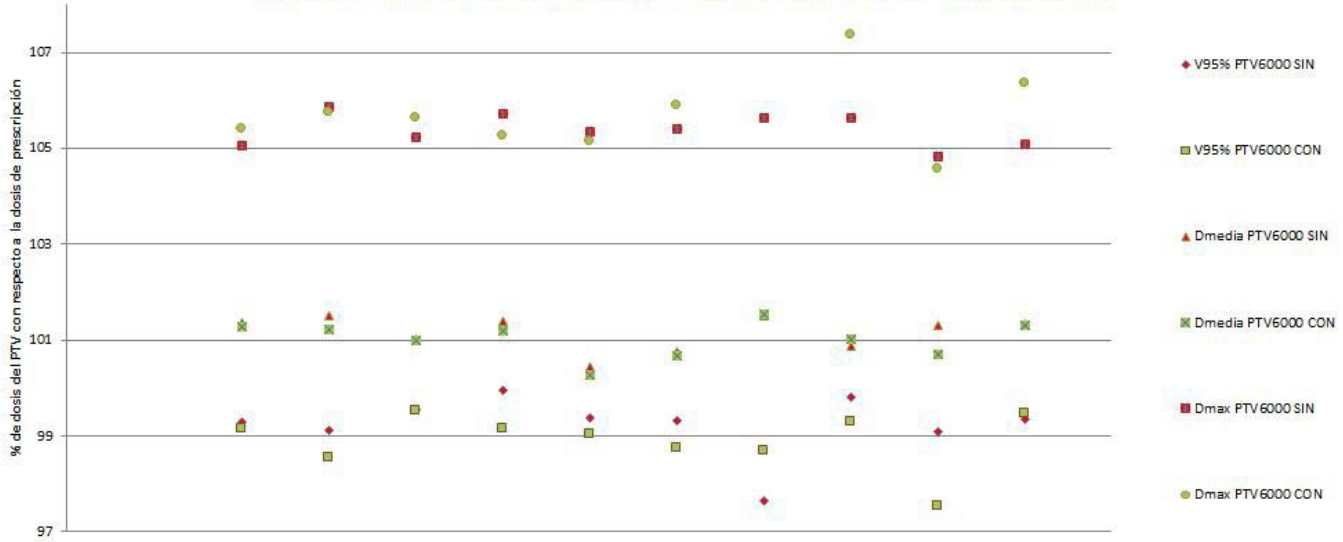
Asimismo, se valorarán las diferencias en las UM finales obtenidas en cada caso.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Gráfica 1, se muestra el resultado en cuanto al PTV 6000, donde se observa que:

- El V95% se encuentra en general más cubierto sin usar la función "Multicriterial", siendo las variaciones muy pequeñas y poco significativas en cuanto a la cobertura del mismo.
- La D.Media presenta unos resultados muy similares entre ambas opciones no obteniendo unas diferencias destacables.
- La D.Max produce más cambios con la función "Multicriterial" activada pero no con una tendencia clara si se produce una mejora o un empeoramiento.

Gráfica 1: Parámetro de calidad del PTV (CON y SIN utilizar "Multicriterial)"



En la Tabla.2, se muestran los resultados en relación a los órganos de riesgo donde se puede apreciar la diferencia relativa de usar la función "Multicriterial" vs sin usarla con los siguientes resultados:

- En el recto, una reducción en el V35 de un -30,4% y en el V56 de un -46,2%.
- En la vejiga, una disminución en el V32 de un -18,1% y en el V51,2 de un -16,1%.
- En el bulbo, una reducción en la D.Media de un -17,9%.
- En las cabezas femorales, en cambio, un incremento en las D.Max de +3,2% y +5,2%.

En cuantos a los resultados de UM obtenidas se aprecia una incremento relativo de +6,1%.

		Valor mínimo (Gy)	Valor máximo (Gy)	Valor promedio ± Desviación estándar (Gy)	% diferencia relativa sin multicriterial vs con multicriterial
Recto V35	CON	20,4	35,5	28.4±4,6	-30,40%
	SIN	29,8	48,7	36,7±5,5	
Recto V56	CON	2,3	10,4	5,1±2,51	-46,20%
	SIN	3,7	13,9	6,96±3,0	
Vejiga V32	CON	4,9	27,1	14,9±7,3	-18,10%
	SIN	6,2	29,6	17,3±7,9	
Vejiga V51,2	CON	1,6	11,4	5,7±3,0	-16,10%
	SIN	1,8	12,2	6,5±3,1	
Cabeza femoral Izq. D.max	CON	27,6	38,5	33,4±3,8	3,20%
	SIN	1,1	38,9	32,3±3,9	
Cabeza femoral Dcha. D.max	CON	27,5	37,8	33,2±3,5	5,20%
	SIN	25,8	37,1	31,4±3,4	
Bulbo D.med	CON	3,2	34,3	13,8±11,6	-17,90%
	SIN	3,5	35,3	15,5±11,7	
UM	CON	708,6	1003,5	834,2±85,4	6,10%
	SIN	662,3	931,7	784,0±98,5	

Tabla 2

CONCLUSIONES

El uso de la función "Multicriterial" de Monaco evidencia una reducción significativa de la dosis en los órganos de riesgo, destacando recto, vejiga y bulbo, mientras que aumenta levemente en el caso de las cabezas femorales.

En cuanto a la cobertura del PTV, se preserva sin apreciar cambios significativos que afecten a la misma, con un ligero incremento en relación a las UM.

Por tanto, queda plenamente justificado su uso al tiempo que se conserva la robustez de los planes de tratamiento por no verse afectadas considerablemente la complejidad de los mismos.

INFLUENCIA DE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN PARA CUMPLIR CON LOS LÍMITES DE DOSIS EN LA LAD EN LA IRRADIACIÓN DE MAMAS IZQUIERDAS

Cepas Arroyo, T. (1); Zaballos Carrera, S. (2); Perez Urbon, I. (2); Bengoechea Alvaro, D. (2); Ronda Peñacoba, S. (2); Jiménez Vegas, D. (1); Pizarro Trigo, F. (2); Martín Albina, M. L. (2); Nuñez Martinez, L. (2); Sánchez Jiménez, J. (2)

(1) Hospital Universitario de Burgos; (2) Complejo Asistencial Universitario de Burgos

INTRODUCCIÓN

Dentro de las tolerancias de dosis en los órganos de riesgo que se tienen para los tratamientos de mama, hay especialistas que consideran la LAD (Arteria Descendente Izquierda) un órgano limitante, sobre todo en pacientes jóvenes o concomitantes. Por ello, en nuestro Servicio, la LAD está incluida en la plantilla de órganos a contornear y hay veces que su localización condiciona el tipo de tratamiento a impartir para poder cumplir con las restricciones, por ejemplo, en mamas muy cóncavas o que tienen el corazón muy próximo al volumen tumoral.

MÉTODOS

Para plantear el tratamiento de una mama izquierda, como primera opción, se considera su irradiación con dos campos tangenciales en 3D, con las láminas del MLC y la angulación óptima para minimizar la irradiación de la LAD y el corazón, sin entrar por la otra mama. Dependiendo de la anatomía de la paciente, puede no ser posible cumplir con los criterios médicos para la LAD, que son: Dmáx <17Gy, V30Gy <2% y V40Gy <1% para mamas hipofraccionadas (2,67Gy en 15 sesiones). En estos casos, se pasa a considerar el RapidArc (RA), con dos semiarcos, como método de tratamiento, introduciendo la LAD dentro de los objetivos de optimización, para minimizar la dosis en esa zona. La comparación de ambas opciones para un caso clínico y cómo las dosis altas (>20Gy) se alejan de la zona de la LAD (representada en verde) se observa en la FIGURA 1.

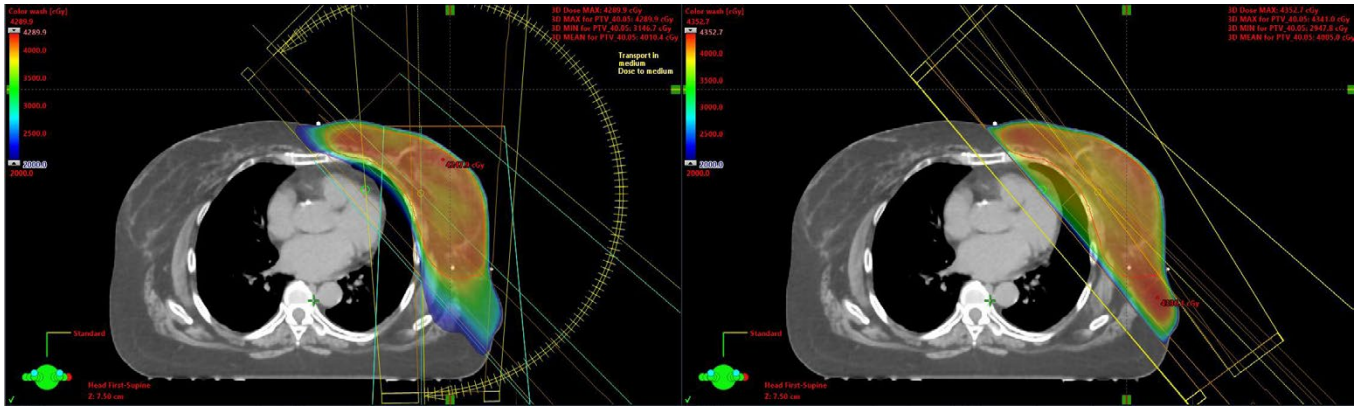


FIGURA 1: *Comparativa de la técnica de RA (izquierda) frente a 3D (derecha). La LAD aparece contorneada en verde*

RESULTADOS

Una comparativa de los histogramas dosis-volumen que se obtienen con ambas técnicas (RA en triángulos y 3D en cuadrados) se representa en la FIGURA 2. Puede observarse como la LAD (curvas verdes) mejora significativamente con RA respecto a 3D. La Dmáx bajaría de 38,6Gy a 16,4Gy y el V30Gy que representa el 80,2% del volumen total de la mama con 3D desaparece con el RA. Con estos valores estaríamos cumpliendo restricciones con RA, pero no con 3D. Las dosis máximas en el corazón (curvas amarillas) también bajan.

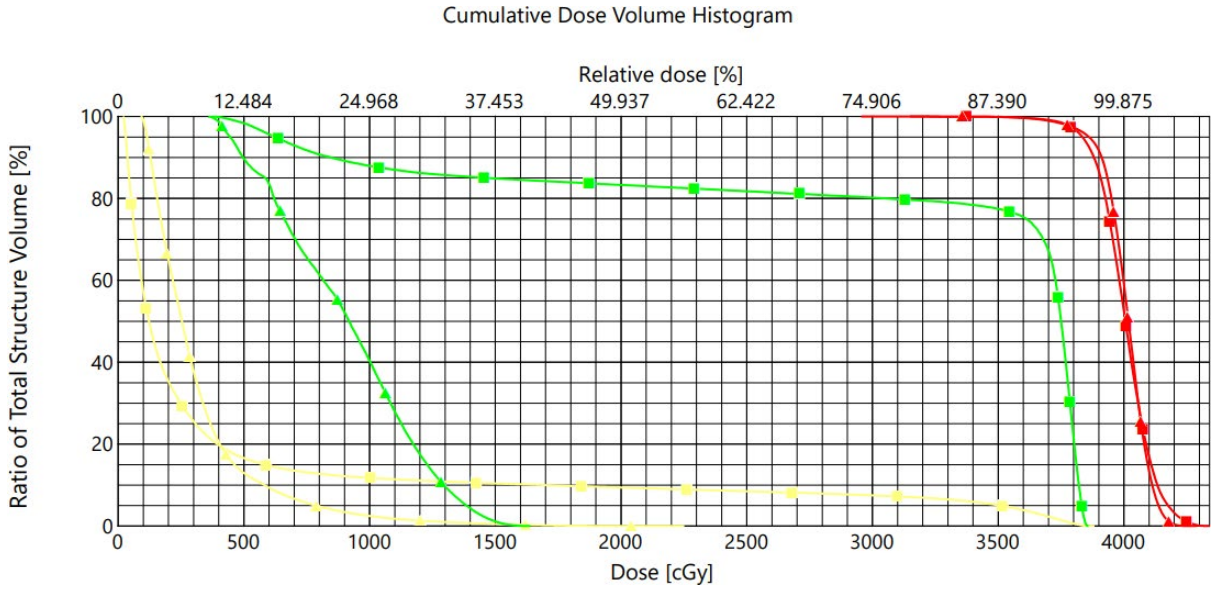


FIGURA 2: *Histograma dosis-volumen comparativo del tratamineto de una mama izquierda con 3D (cuadrados) y RA (triángulos). Corazón (amarillo), LAD (verde) y PTV (rojo).*

CONCLUSIONES

Para mama en las que la conformación 3D no logre cumplir los objetivos marcados para la LAD, el RA supone una alternativa que mejora la conformación de las dosis altas en en esa zona, que sobre todo son las que aparecen en las restricciones de dosis para este órgano.

PLANIFICACIÓN MEDIANTE OPTIMIZACIÓN MULTICRITERIO PARA LA PRESERVACIÓN DE LOS HIPOCAMPOS EN LA IRRADIACIÓN HOLOCRANEAL

Moreno Martínez, V. (1); Muñoz Montplet, C. (1)
(1) Institut Català d'Oncologia Girona

INTRODUCCIÓN

La irradiación holocraneal con preservación de hipocampos (HA-WBRT) permite mantener la eficacia oncológica reduciendo el deterioro cognitivo, especialmente en memoria y funciones ejecutivas. La optimización multicriterio (MCO) en Eclipse de Varian facilita la planificación dinámica de la radioterapia al equilibrar la cobertura tumoral y la protección de tejidos sanos mediante la exploración interactiva de la frontera de Pareto.

Este estudio analiza la mejora en la planificación de HA-WBRT con MCO en comparación con una plantilla de optimización fija.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un análisis comparativo en 10 pacientes consecutivos con prescripción de 30 Gy para HA-WBRT. Cada paciente se planificó inicialmente con una plantilla de optimización fija y, posteriormente, con MCO, priorizando la reducción de D100% en los hipocampos—el parámetro más difícil de optimizar—sin afectar otros criterios de calidad del plan.

El cálculo final se realizó con el algoritmo Acuros XB, reportando la dosis en medio y normalizando de forma que el 90% del PTV recibiera la dosis de prescripción.

Para cada plan se recopilaron los siguientes parámetros:

- Hipocampos: D100%, Dmax y V16Gy.
- Volumen blanco: D2%, D98%, D50% e índice de homogeneidad (IH) según ICRU 83.
- Órganos en riesgo: Dmax del cristalino derecho e izquierdo.

Las diferencias se analizaron con el test de Wilcoxon (p significativa < 0.05). Además, se evaluó la experiencia de usuario del dosimetrista encargado de la planificación.

RESULTADOS

Los diagramas de cajas y bigotes muestran la distribución de los parámetros evaluados, mientras que los resultados estadísticos detallados se presentan en la tabla adjunta, resaltando las diferencias significativas.

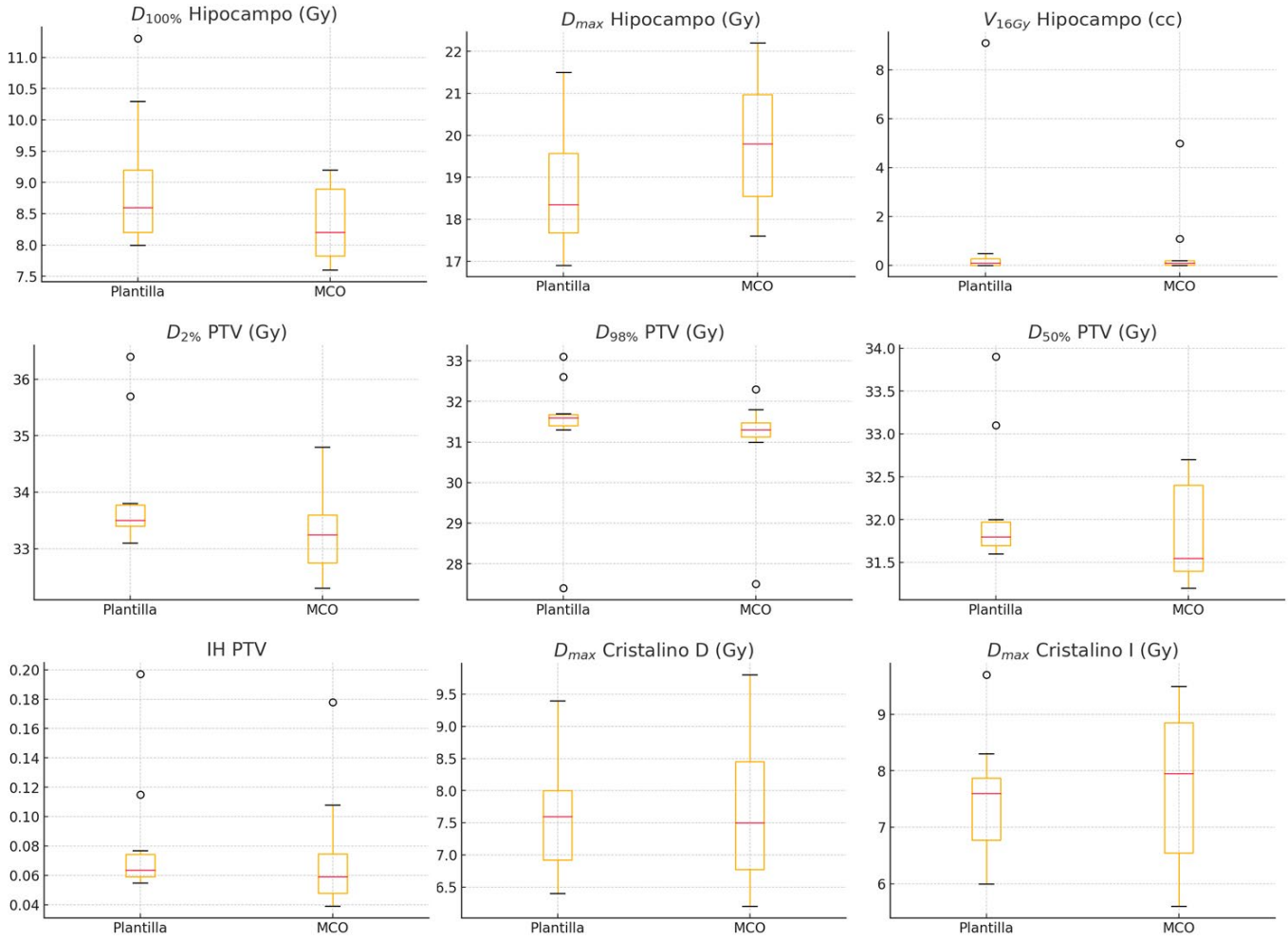
DISCUSIÓN

El uso de MCO mejoró significativamente la D100% del hipocampo, logrando el objetivo de ≤9 Gy en 9 de 10 casos, sin impacto relevante en otros parámetros, excepto en la Dmax del hipocampo. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas en el V16Gy, un parámetro más representativo de la toxicidad neurológica que la Dmax.

En opinión del dosimetrista, aunque MCO requiere mayor tiempo de cálculo, puede ejecutarse en segundo plano y facilita la toma de decisiones, permitiendo la exploración interactiva en tiempo real de múltiples planes con distintos equilibrios entre los criterios clínicos establecidos.

CONCLUSIONES

La optimización multicriterio (MCO) en HA-WBRT permitió reducir significativamente la D100% en los hipocampos sin afectar la calidad dosimétrica global. Aunque MCO requiere mayor tiempo de cálculo, su capacidad para visualizar múltiples planes facilita la toma de decisiones y optimiza la planificación del tratamiento.



	Hipocampo			PTV				Cristalino	
	$D_{100\%}$ (Gy)	D_{max} (Gy)	V_{16Gy} (cc)	$D_{2\%}$ (Gy)	$D_{98\%}$ (Gy)	$D_{50\%}$ (Gy)	IH	D_{max} D (Gy)	D_{max} I (Gy)
Media Plantilla	9.0	18.7	1.0	34.0	31.4	32.1	0.082	7.6	7.5
Media MCO	8.3	19.8	0.7	33.4	31.0	31.8	0.073	7.7	7.7
Dif. Media	-0.6	1.1	-0.4	-0.6	-0.3	-0.3	-0.009	0.2	0.2
Rango	2.0	4.3	5.0	5.1	2.0	2.3	0.117	2.5	2.8
Varianza	0.5	1.6	1.9	2.3	0.4	0.6	0.001	0.9	1.2
valor p	0.002	0.027	0.944	0.326	0.131	0.232	0.375	0.846	1.000

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA FÍSICA RTE

DESPLAZAMIENTOS TRASLACIONALES DE MESA FRENTE A ROTACIONES

García Rescalvo, A. (1); Bayón Llera, J. (1); Órtiz López, R. (1); Segura Arribas, S. (1); Polo Cezón, R. (1); Medina Céspedes, M. D. (1); Eugui Martínez, R. (1)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

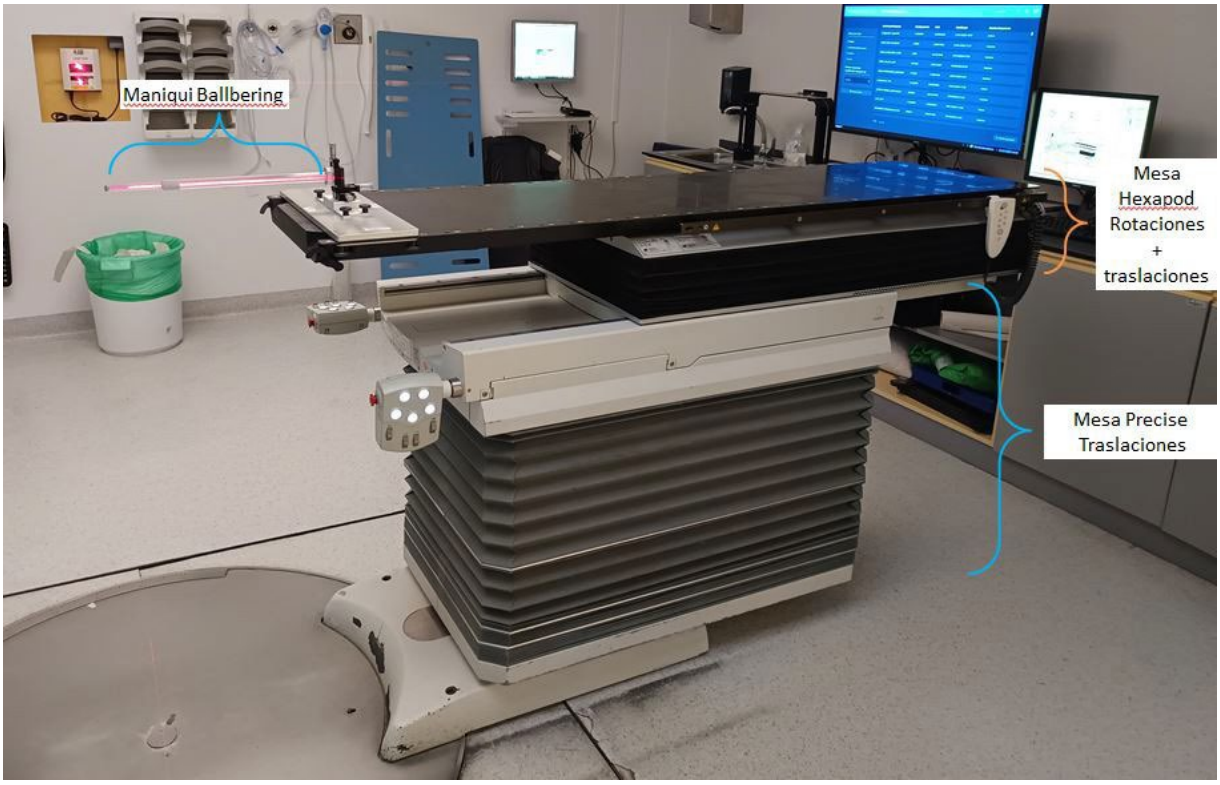
INTRODUCCIÓN

En los aceleradores Elekta, como medida de seguridad, se guarda la posición de la mesa del primer día y en futuras sesiones la red Mosaiq te indica la variación en la posición de tratamiento de la mesa precise en traslaciones. Cuando en los tratamientos se utiliza la mesa Hexapod, de seis grados de libertad, las correcciones en angulaciones hace que los desplazamientos traslacionales superen en muchas ocasiones las tolerancias de seguridad previstas y el operador del acelerador tenga que omitirlas.

Nuestro propósito es determinar experimentalmente como afectan las angulaciones a los movimientos traslacional y orientar al operador en su decisión de si omitir estos valores o no.

MATERIAL Y MÉTODOS

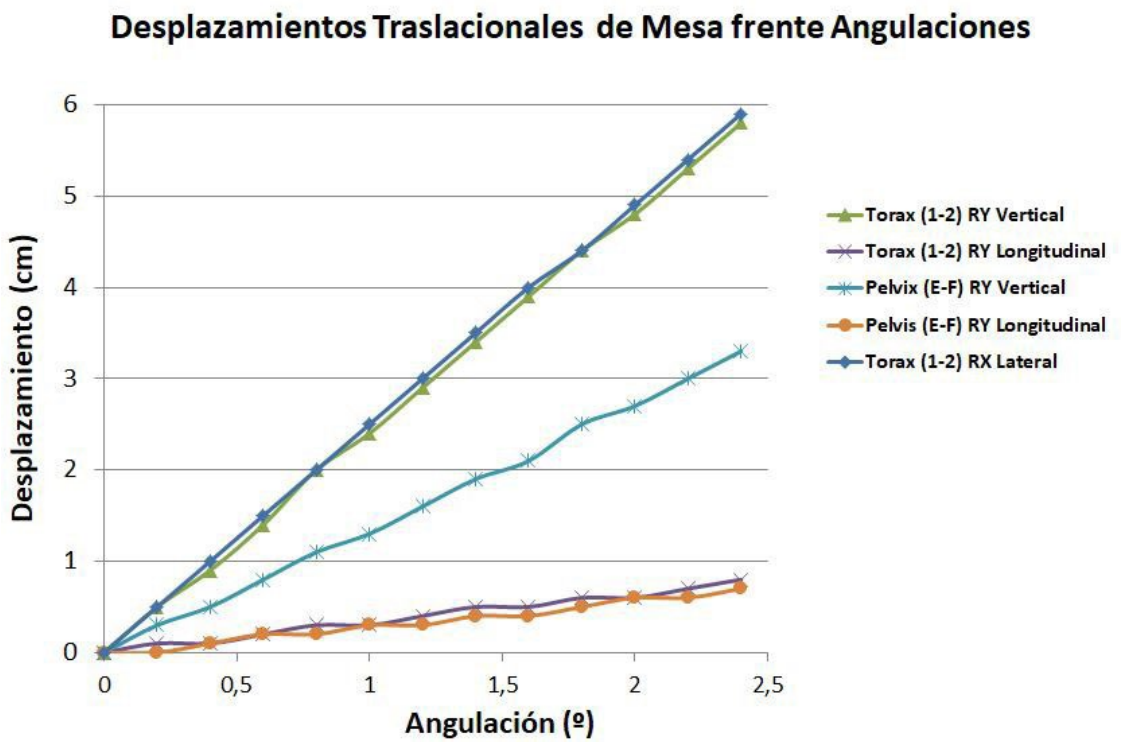
Sobre la mesa hexapod colocamos el maniquí ballbering en el isocentro. El posicionamiento longitudinal se coloca de tal manera que el indicador del ballbering queda en posición de torax, Indexado en 1 y 2 en la mesa y pelvis, indexado en E y F en la mesa. Variar la angulación de la mesa hexapod en los ejes X e Y hasta valores de 2.4 grados y para cada variación se recoloca el maniquí ballbearing en el isocentro. Anotando el desplazamiento que se ha realizado sobre la mesa precise.



RESULTADOS

Los movimientos en función de la angulación dependen de la posición del isocentro del tratamiento y de la angulación de la mesa hexapod. Para rotaciones RY se obtiene desplazamientos verticales que van desde 0 hasta 3.3 cm para posición de pelvis y de 0 a 6 cm en posición de torax. En longitudinal las traslaciones encontradas son de hasta 0.6 cm.

Parar movimientos en RX se obtienen diferencia en vertical de entre 3.2 para pelvis y 5.8 para torax y en longitudinal valores de hasta 0.2 cm.



RESULTADOS

Los movimientos en función de la angulación dependen de la posición del isocentro del tratamiento y de la angulación de la mesa hexapod. Para rotaciones RY se obtiene desplazamientos verticales que van desde 0 hasta 3.3 cm para posición de pelvis y de 0 a 6 cm en posición de torax. En longitudinal las traslaciones encontradas son de hasta 0.6 cm.

Parar movimientos en RX se obtienen diferencia en vertical de entre 3.2 para pelvis y 5.8 para torax y en longitudinal valores de hasta 0.2 cm.

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A BIOPSIA DE PULMÓN GUIADA POR TOMOGRAFÍA COMPUTADA

Muñoz Barabino, C. C. (1)
(1) UNMSM

OBJETIVO

Determinar la dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por tomografía computada en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN). Método: Estudio observacional, descriptivo, cuantitativo, transversal. La muestra estuvo conformada por 80 informes de dosis de radiación de pacientes adultos que se realizaron una biopsia de pulmón guiada por tomografía computada. Se utilizó una hoja de recolección de datos diseñado con los valores dosimétricos de los pacientes.

RESULTADOS

Del total de los pacientes se obtuvo el 55% entre 60 a 69 años, el 52.5% de sexo femenino, el 52.5% tuvo un IMC con sobrepeso. El 68,8% de pacientes obtuvo un valor máximo de dosis en CTDIw de 4.47 mGy. El 50% de los pacientes tuvo un DLP, igual o menor de 77 mGy*cm. El 50% de los pacientes recibió una dosis efectiva igual o menor a 9.2 mSv. La mayor frecuencia de tumoración pulmonar tuvo un nivel anatómico apical y una localización pulmonar de lado derecho.

CONCLUSIÓN

La Dosis Efectiva de Radiación en pacientes sometidos a biopsia de pulmón guiada por TC en el INEN tiene un valor de 9.2 mSv.

DIFERENTES ADQUISICIONES DE RMN SEGÚN NECESIDADES DEL PROCEDIMIENTO

Gullón Flores, C. (1); Mateo Navarro, D. (2); Pino Sorroche, F. (1); Font, R. (2); González Egido, A. (1)
(1) Servei de Física Médica i Protecció Radiológica ICO. Hospital Duran i Reynals. L´Hospitalet de Llobregat. Barcelona; (2) Unitat RM-TC IDI. Hospital Universitari de Bellvitge y Hospital Duran i Reynals. L´Hospitalet de Llobregat. Barcelona.

INTRODUCCIÓN

Describir la IMPORTANCIA de la imagen Y TIPO DE ADQUISICIÓN SEGÚN NECESIDADES en Resonancia Magnética y sus parámetros de calidad para la realización DE LA CORRECTA RECONSTRUCCIÓN Y DOSIMETRIA EN BQT

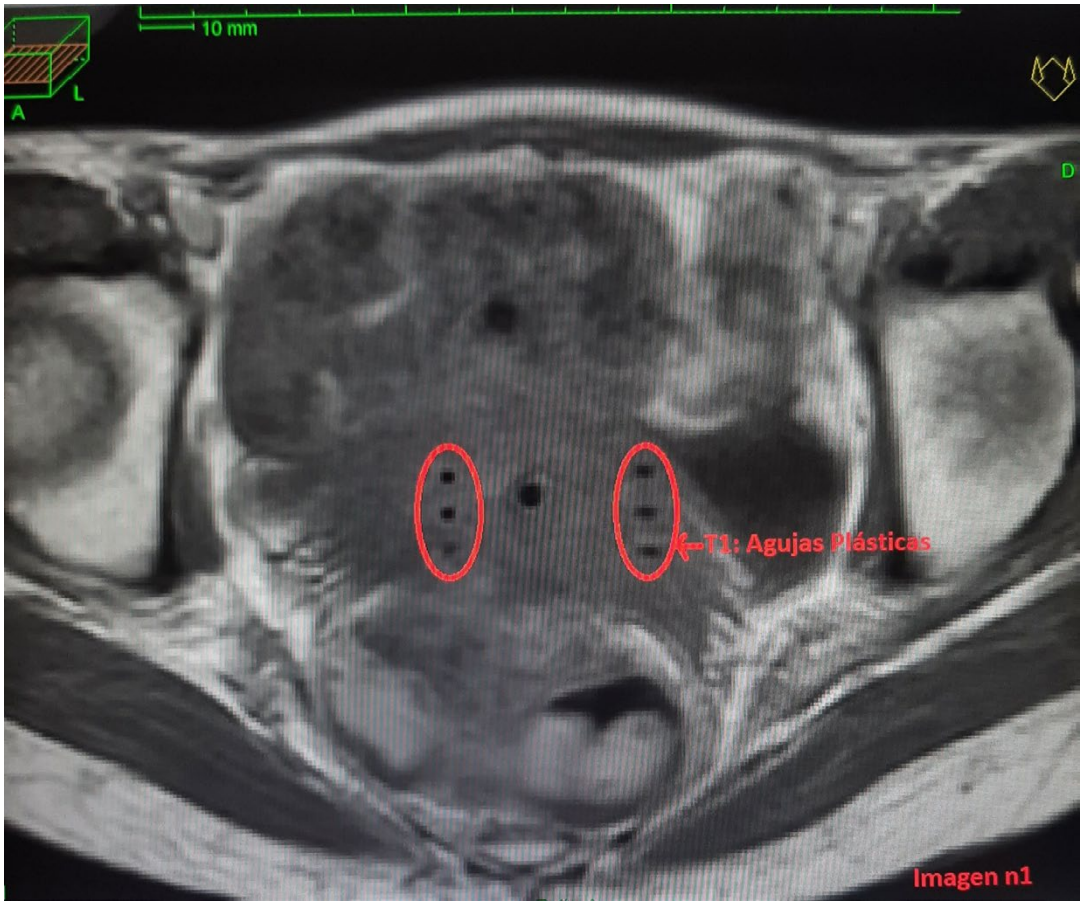
MATERIAL Y MÉTODOS

Equipo RMN Philips Ingenia 1.5T y unos implantes en la paciente especiales para RMN, en este caso de ELEKTA tipo ginecológicos RMN (diferentes modelos: VENEZIA, UTRECHT, GENEVA,...) todos CON la particularidad de ser especiales para USAR EN RMN junto con unas dummies para el implante principal (también especiales para este tipo de equipo que irán rellenas de una solución de agua con iodo) eso nos permitirá poder seguir el aplicador durante la reconstrucción sin que interfiera en la correcta adquisición. Además, pueden llevar aplicadores ADICIONALES COMO agujas plásticas (que puede ser de diferentes características) pero única y exclusivamente de plástico (para este tipo no existirían dummies) POR ESO LA IMPORTANCIA DE MEJORAR OTRAS SECUENCIAS QUE NOS AYUDEN EN ESTA PARTE TAN IMPORTANTE DE LA PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO COMO EL T1

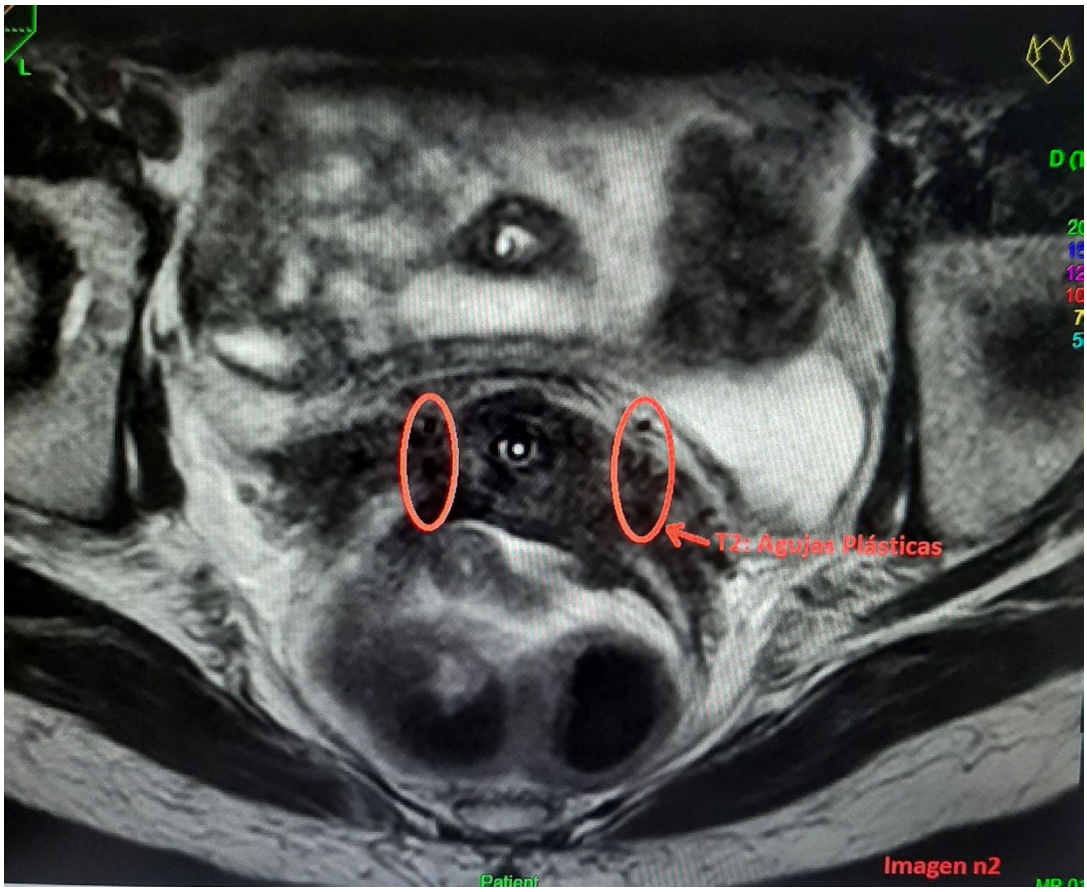
Realizaremos un estudio de pelvis que constara de los localizadores en planos axial, sagital y coronal; una secuencia T1 TSE (axial de toda la pelvis), que nos servirá para localizar los APLICADORES y poder programar correctamente las secuencias T2 en los planos sagital, axial y coronal, QUE ADEMÁS Es necesario que ESTÉN ROTADAS PERPENDICULAR A LA SONDA INTRAUTERINA PARA EL MEJOR contorneo del Oncólogo Radioterapeuta SIGUIENDO LAS RECOMENDACIONES INTERNACIONALES DEL ICRU-89

RESULTADOS

La figura nº1 muestra una secuencia T1 donde se define mejor por el tipo de adquisición de la zona de aire de la luz de las agujas plásticas. Esta secuencia puede ser adquirida en 3D y a partir de esa elegir y planificar que plano nos ayuda más a la reconstrucción sin perder calidad



Y en la Figura nº2, secuencia T2 podemos ver claramente donde las zones de aire no son nítides ni óptimas para la reconstrucción en muchos casos



CONCLUSIÓN

La realización de un estudio de RMN en pacientes con cáncer de cérvix que van a realizar tratamiento de braquiterapia es de gran importancia ya que si se realiza correctamente, siguiendo rigurosamente la orientación del implante colocado previamente en quirófano proporciona información del GTV (que con CT no la obtenemos) muy importante para la delimitación posterior de volúmenes a tratar (HR, IR) Y LA BUENA VISUALIZACIÓN DE LOS APLICADORES SEGÚN LA SECUENCIA para planificar y realizar el tratamiento CON LA MAYOR EXACTITUD POSIBLE.

COMPARATIVA DE SISTEMAS DE GESTIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO EN RTE

Aponte Cabrera, I. (1); Moreno Gutiérrez, C. (2); San José García, D. (2); López Ruiz, R. (2); Martín Fernández, P. (2); Sánchez Rodríguez, A. (2)
(1) Hospital Universitario Gregorio Marañón; (2) Hospital Universitario Doce de Octubre

INTRODUCCIÓN

En la radioterapia actual se puede minimizar la dosis recibida en órganos sanos y/o de riesgo controlando el movimiento respiratorio en los pacientes de tórax y/o abdomen. Se analizan dos sistemas de gestión de movimiento respiratorio.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se va a comparar el sistema de Varian Medical Systems llamado Identify con el sistema ABC (Active Breathing Coordinator) de Elekta.

Componentes de ambos sistemas:

- Cámaras de seguimiento
- Ordenador y pantalla dónde se muestran los valores del control respiratorio.

- Monitor o tableta para pacientes.

Componentes diferenciales del sistema Identify:

- Control móvil.

Componentes diferenciales del sistema ABC:

- Pinza para nariz, boquilla y filtro conectados al espirómetro.
- Pulsador para activación y/o llamada de socorro.

El sistema Identify se utiliza con un Acelerador Edge de VMS, mientras que el sistema ABC se utiliza con un Acelerador Versa HD de Elekta.

RESULTADOS

El sistema de Identify de VMS es un sistema de reconocimiento por superficie que reconoce los movimientos intrasesión del paciente, deteniendo la radiación cuando estos exceden un rango. Esta tecnología permite asegurar que el posicionamiento es óptimo para el tratamiento e identifican cambios posicionales sin la necesidad de realizar técnicas de IGRT para cuantificarlo. Además, es útil para mejorar la seguridad de los pacientes, ya que se adelanta a la reacción del operador en movimientos bruscos e incontrolados.

El sistema de ABD de Elekta está conectado a la unidad de tratamiento y permite cuantificar el volumen de aire que el paciente debe inhalar para asegurar la reproductibilidad del tratamiento. Solamente cuando el paciente toma la cantidad de aire estipulada, puede comenzar a irradiarse durante un tiempo determinado en el proceso de simulación. Este sistema asegura que las características de la inspiración mantenida van a ser muy similares en cada apnea, ya que se establecen las mismas condiciones para cada tramo de inspiración mantenida, lo cual mejora la reproductibilidad.

DISCUSIÓN

Ambos sistemas son herramientas muy útiles en el tratamiento de lesiones que se vean afectadas por el ciclo respiratorio. Sin embargo, existen varias diferencias que pueden hacer decantar por un sistema u otro:

El sistema de VMS es un sistema de SGRT, por tanto, cualquier afectación dérmica o inflamación puede modificar los valores basales de los rangos de movimiento.

El sistema de Elekta presenta el inconveniente de que los pacientes deben poder realizar correctamente la apnea en inspiración mantenida; por tanto, no serían candidatos los pacientes cuyos tratamientos sean en respiración libre.

CONCLUSIONES

Ambos sistemas influyen positivamente al control del movimiento respiratorio en el tratamiento de radioterapia. Mientras que Identify realiza un escaneo en superficie para controlar movimientos involuntarios, el sistema ABC asegura la reproductibilidad diaria del tratamiento al determinar los parámetros respiratorios de forma eficaz.

Se tratan de herramientas muy útiles que, empleadas conjuntamente, mejorarían enormemente la calidad del tratamiento de los pacientes.

EVALUACIÓN DE UN PLAN DE TRATAMIENTO CON PROTONES EN RESPIRACIÓN LIBRE SOBRE UN CT EN BREATH HOLD

Lorenzo Villanueva, I. (1); Canals De Las Casas, E. (1); Cerron Campoo, F. (1)
(1) Centro de Protonterapia QuironSalud

OBJETIVO

Evaluar la influencia de la respiración en un plan de tratamiento con protones para un condrosarcoma costal con una prescripción de 72 GyRBE en respiración libre Vs breath hold.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza un estudio TC 4D del paciente, un estudio en breath hold y otro en respiración libre. Se evalúa el movimiento del CTV en la fase mínima y máxima del ciclo respiratorio, en breath hold y en respiración libre.

Después se realiza la planificación sobre el CT en respiración libre y posteriormente se evalúa el tratamiento planificado sobre el CT de breath hold.

RESULTADOS

El paciente presenta un movimiento respiratorio de 2.18 cm a la altura de las cúpulas diafragmáticas entre la fase máxima y mínima del ciclo respiratorio, y una diferencia de 1.80 Cm entre el CT breath hold y el CT de respiración libre medido a la misma altura de la cúpula diafragmática. En ambas comparativas, la afectación de este movimiento en la zona costal donde se encuentra el CTV es menor a 5 mm.

El volumen pulmonar izquierdo difiere en 353 cc entre el CT breath hold y el de respiración libre. La diferencia de dosis para V20, V10, V5 del pulmón en la evaluación del plan en respiración libre sobre el CT de breath hold es la que se muestra en la tabla 1.

Pulmón Izquierdo	Volumen CC	V20	V10	V5
CT Respiración Libre	1860.91	36.28Gy	60.16Gy	68.48Gy
CT Breath Hold	1508.62	41.04Gy	63.12Gy	69.61Gy

TABLA 1. Comparativa dosis pulmón izquierdo.

DISCUSIÓN

Ante el escaso movimiento en la zona del CTV, y siendo la cobertura del volumen a tratar del 99.99% en el plan sobre el CT de respiración libre y en la evaluación del CT en breath hold, se tendrán en cuenta los valores de dosis al pulmón izquierdo para aceptar como plan de tratamiento el plan calculado sobre el CT de respiración libre.

CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta la dificultad del paciente para mantener la respiración en breath hold, lo que supone el aumento de tiempo en cada sesión diaria en la máquina, ante la escasa diferencia de movimiento en la zona del CTV entre el CT de respiración libre y el CT de breath hold y evaluando las dosis en el pulmón izquierdo, se considera que el plan de tratamiento calculado en respiración libre es óptimo para el correcto tratamiento del paciente.

ESTUDIO DE UN SISTEMA DE CONTORNEO AUTOMÁTICO

Quintana Rufes, M. (1); Altayo Alonso, J. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Hernández González, D. (1); Benito García, J. C. (2); Tenllado Baena, E. (3); Arroyo Sánchez, C. (3); García Repiso, S. (3)
(1) Hospital Nuestra Señora de Sonsoles (Avila); (2) Hospital Nuestra Señora de Sonsoles (Avila), Hospital Clínico Universitario de Salamanca; (3) Hospital Clínico Universitario de Salamanca

INTRODUCCIÓN

En el tratamiento de radioterapia, la correcta delimitación de los volúmenes resulta clave. Este proceso consume mucho tiempo y, además, requiere de personal cualificado y con experiencia ya que dependiente mucho del usuario por lo que resultaría muy beneficioso automatizarlo.

Con la adquisición en 2024 del sistema de contorneo automático Syngovía(Siemens Healthineers) se pretende la estandarización, homogenización y reducción de tiempo en la tarea de delineación de volúmenes.

En este trabajo se presenta una comparación en la delineación de volúmenes comparando un sistema manual con uno automático.

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema syngo.via RT Image Suite se basa en algortimos de deep learning para la segmentación de órganos de riesgo y ha sido validado por personal experimentado.

Para el trabajo se han elegido 30 pacientes aleatorios de tres patologías: 10 de mama, 10 de próstata y 10 de recto. Se compara el contorneo realizado por diferentes médicos en Eclipse v16.1 (Varian) con el contorneo obtenido mediante el sistema syngo.via RT Image Suite.En los pacientes de mama se ha realizado esta comparación en los siguientes órganos de riesgo: corazón, pulmones, esófago y médula, mientras que en recto y próstata se ha comparado vejiga, cabezas femorales y recto (en el caso de la próstata).

Para la comparación de los volúmenes se ha empleado el coeficiente de similitud de Dice (DSC), el cual permite evaluar la similitud entre dos conjuntos de datos. Este valor está comprendido entre 0 y 1, siendo 1 el valor que representa mayor similitud entre

los volúmenes. Se ha considerado una excelente correlación con valores de DSC superior a 0.9, correcta similitud entre 0.75-0.9 y una mala correlación con valores inferiores a 0.75.

$$DSC = 2\,V_{int} / (V_{man} + V_{aut})$$

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la parte izquierda de la Imagen 1 se puede ver la comparación entre órganos de riesgo en próstata y recto. El ajuste entre ambos en vejiga es excelente (DSC>0.9) mientras que en recto y cabezas femorales existe una similitud inferior (0.75<DSC<0.9). Es necesario resaltar que el volumen de la vejiga y recto siempre son ligeramente superiores en el contorneo automático frente al manual, siendo en vejiga esta variación igual a un 8.8 % mientras que en el recto este valor está en torno al 20%. Estas diferencias se asocian a

En la parte derecha de la imagen 1 muestran los resultados para mama. Se observa un excelente ajuste para pulmones y corazón (DSC >0.9), mientras que no existe tal similitud en esófago ni médula (DSC < 0.75). Como ocurría con las anteriores patologías, el volumen de todos los OARs es ligeramente superior en el contorneo automático.

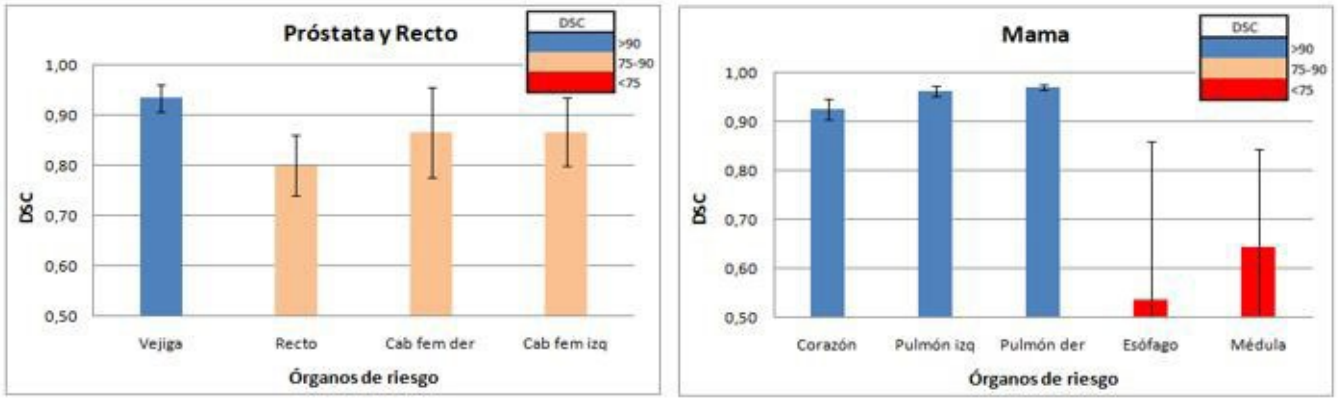


Imagen 1: Resultados

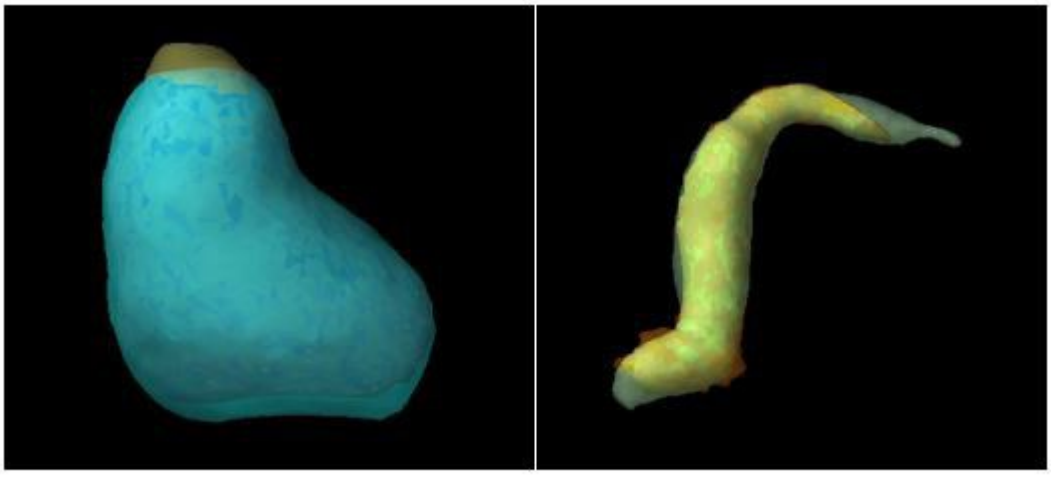


Imagen 2: Contorneo de recto y vejiga

CONCLUSIONES

El uso de un sistema de contorneo automático es muy interesante por el ahorro de tiempo y la homogenización de la delimitación de volúmenes. No obstante, y debido a las diferencias obtenidas en función de los órganos estudiados, sigue siendo necesaria la revisión de dicho contorneo por parte de un profesional cualificado.

ANÁLISIS DE DEPENDENCIA DE LA DOSIS CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT4

Dacosta Villar, L. (1); Chover Díaz, B. (1); Bosò Martínez, C. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Serrano Juárez, A. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (1); Marin Ciocan, A. C. (1); Ibáñez Muñoz, A. (1); Roda Cholbi, M. (1); Brualla Gonzalez, L. (1)
(1) Grupo Biomédico Ascires

INTRODUCCIÓN

Las películas radiocrómicas son un método de dosimetría que cuenta con diversas aplicaciones en el campo de la radioterapia. Entre sus características encontramos su amplia resolución espacial y contraste, son resistentes al agua e independientes del ángulo de incidencia de la radiación en planes de VMAT e IMRT.

Durante la puesta en marcha del procedimiento en nuestro centro se observaron problemas en planes de dosis estándar (200cGy), por lo que el objetivo de este trabajo es evaluar la dependencia con la dosis del procedimiento con películas radiocrómicas Gafchromic EBT4.

MATERIAL Y MÉTODOS

El material empleado para este trabajo es:

- Películas radiocrómicas Gafchromic EBT4, de 8x10", con fecha de caducidad el 16/04/2026; cortadas con guillotina 24 horas antes de su irradiación.
- Planchas RW3 de 1 cm (en total 20 planchas), quedando situada la película en el isocentro, a 10 cm de profundidad.
- Escáner Epson Perfection V850 Pro.

En primer lugar, se irradian varias tiras de calibración en 6MV a diferentes dosis (desde 0Gy a 8Gy) con un campo 10cmx10cm.

Para realizar la comparación se irradia un plan de cabeza y cuello (placa original) de 2 Gy por fracción y el mismo plan reescalando la dosis a 3,94 Gy (placa reescalada).

En cuanto al procedimiento de lectura, el escáner se enciende 30 minutos antes de su uso. Se hacen 7 lecturas en vacío con cristal y 5 lecturas de la misma película, esperando en ambos casos 1 minuto entre cada una. De las imágenes generadas se descarta la primera lectura y se trabaja con la última tras comprobar que no hay diferencia entre ellas.

Para evaluar las imágenes se utiliza el software FilmQA (IBA Dosimetry), generando una curva de calibración y aplicando una corrección lateral calculada a partir de la lectura de una placa vacía del mismo lote.

Se realiza un análisis gamma 3%, 3mm global con un umbral del 10% para llevar a cabo la comparación.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En las imágenes, se observa que la placa "Original" (imagen 1) muestra una Gamma global 3%, 3mm en la que pasan un 64,3% de los puntos y fallan un 35,7%, superando las tolerancias establecidas para la verificación de pacientes en nuestro centro.

Sin embargo, la placa "Reescalada" (imagen 2), irradiada con el doble de dosis que la anterior, muestra una Gamma global 3%, 3mm en la que pasan el 99% de los puntos, fallando un 1%, resultando dentro de tolerancias. La gamma máxima en este caso es de 1,536 en un punto situado en el borde de la placa, pudiéndose ver afectado por el procedimiento seguido.

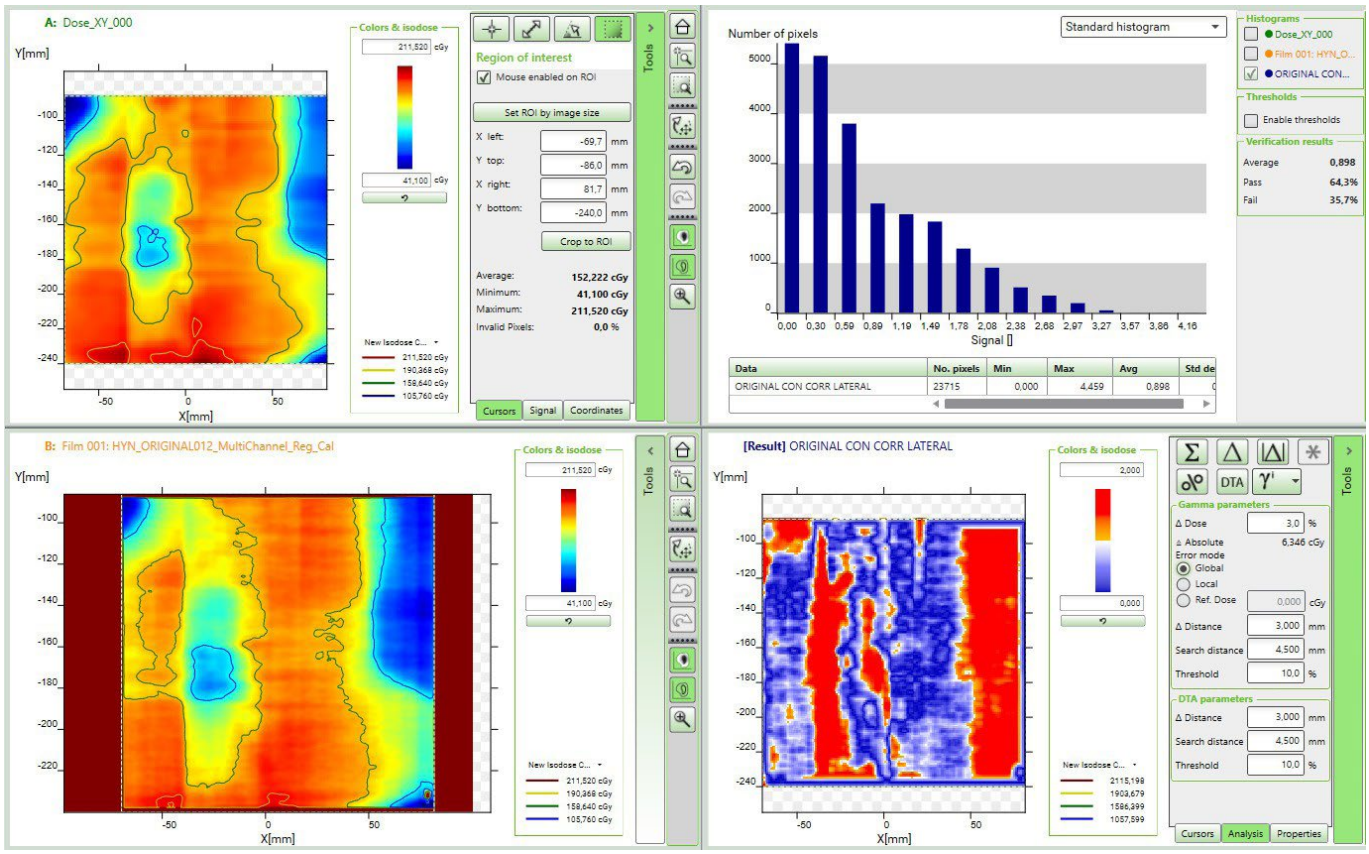


Imagen 1: Análisis de placa original en SW FilmQA

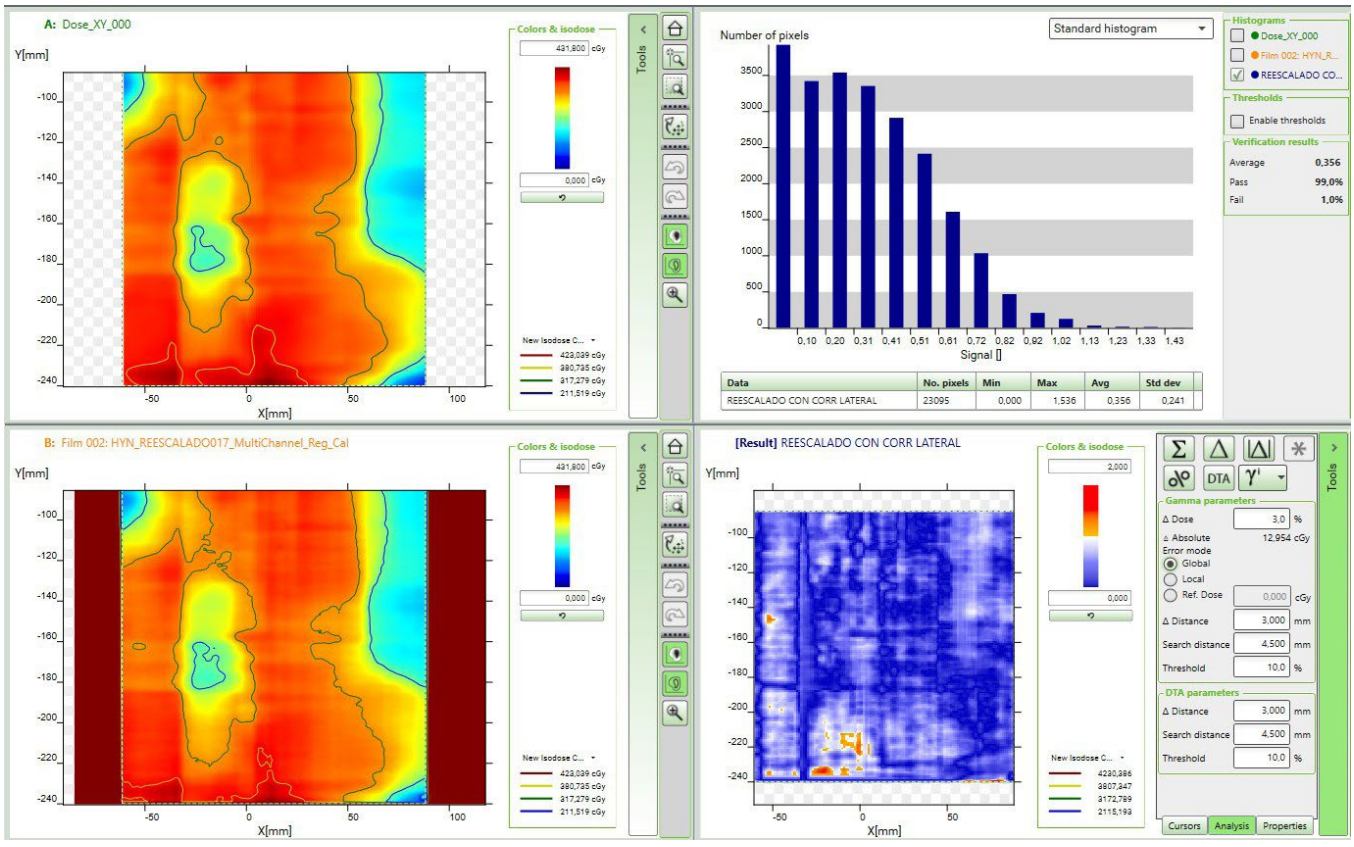


Imagen 2: Análisis de placa reescalada en SW FilmQA

CONCLUSIONES

Tras analizar lo expuesto anteriormente, se puede concluir que existe un umbral de dosis por encima del cual el procedimiento de análisis es válido. Queda pendiente estudiar el origen del problema, pudiendo estar en la propia placa, en el algoritmo de análisis empleado o en el procedimiento general.

USO DE ESPACIADOR DE HIDROGEL EN TRATAMIENTO DE SBRT DE PRÓSTATA

Salvador Montaño, M. A. (1); Dacosta Villar, L. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Serrano Juárez, A. (1); Chover Díaz, B. (1); Bosò Martínez, C. (1); Marin Ciocan, A. C. (1); Sanchez Sanz, M. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (1); García Pallás, M. (1); Brualla Gonzalez, L. (1); Pastor Peidro, J. (1)
(1) Grupo Biomédico Ascires

INTRODUCCIÓN

Cuando se trata con radioterapia externa a pacientes con cáncer de próstata dada su proximidad a la vejiga por su parte anterior y al recto por la posterior, el tratamiento puede provocar efectos secundarios en cuanto a la función intestinal y/o urinaria y más si cabe, cuando se emplea el ultrahipofraccionamiento (dosis por sesión >5Gy).

Para minimizar esta potencial toxicidad, introducimos vía transperineal en el espacio rectoprostático un espaciador de hidrogel consiguiendo separar temporalmente el recto de la próstata (Figura 1).

En este trabajo, analizamos las ventajas que nos proporciona el hidrogel en el proceso radioterápico en pacientes con cáncer de próstata tratados con ultrahipofraccionamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

El espaciador (SpaceOAR®) es un hidrogel absorbible basado en polietilenglicol (PEG), con aproximadamente un 1% de medio de contraste (yodo al 100%), que logra una separación entre la próstata y el recto de una media de 1.2 cm. Después de unos 6 meses, el hidrogel se reabsorbe completamente y se elimina del cuerpo de forma natural.

El hidrogel se implanta por vía transperineal bajo anestesia local y sedación leve, en intervención ambulatoria.

Para valorar los efectos del hidrogel, se selecciona una muestra de 20 pacientes con cáncer de próstata de riesgo bajo o intermedio (según NCCN) tratados con ultrahipofraccionamiento desde 2020 a 2025.

Se delimita en el TAC de planificación con ayuda de RM el CTV de próstata además de los órganos de riesgo y el hidrogel. Para generar el PTV de próstata se añade un margen no isométrico de 5 mm y 3 mm en dirección rectal.

En la planificación se emplean dos arcos completos en un TrueBeam con energía de 10FFF y una dosis al PTV de próstata de 800cGy por sesión en 5 sesiones a días alternos, ajustándose a los límites de dosis empleados en el servicio.

RESULTADOS / DISCUSIÓN

Las principales ventajas del uso de espaciador en el diseño de tratamientos de SBRT de próstata son:

- La visibilidad del gel en el TAC debido al contraste yodado ayuda al contorneo de la próstata y el recto y a la visualización del mismo en el CBCT de tratamiento. (Figura 1)

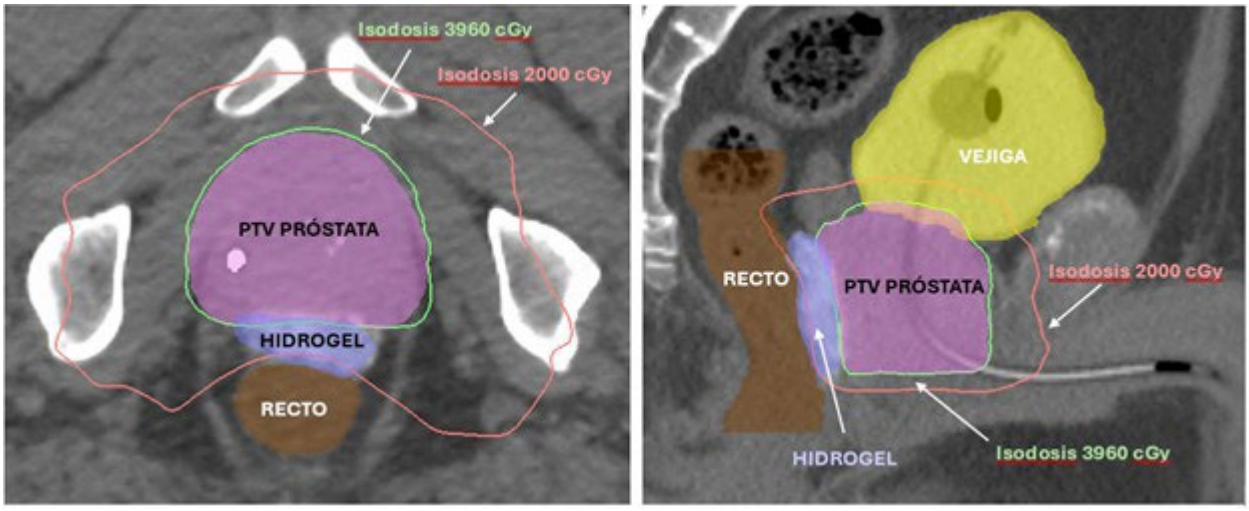


FIGURA 1: Representación isodosis 2000 y 3960 cGy en ejemplo de planificación SBRT próstata con espaciador

- La utilización del espaciador permite lograr cubrimientos del PTV de, al menos, D95%>3960cGy, a la vez que conseguimos Dmedia y V50% en recto un 25% y 77% menores respectivamente, respecto a los límites de dosis utilizados, así como un 27% menor de dichos límites en V50% de vejiga (ver tabla 1).

		LIMITES DE DOSIS UTILIZADOS	RESULTADOS		DIFERENCIA ENTRE RESULTADOS Y LÍMITES PARA EL 95% DE LOS PACIENTES (%)
			PROMEDIO	Std	
RECTO	D media (cGy)	<1300	735,1	976,7	-24,9%
	V50% (%)	<50	4,3	11,3	-77,4%
VEJIGA	V50% (%)	<50	25,2	36,4	-27,2%

TABLA 1: Diferencia porcentual entre resultados y límites de dosis en recto y vejiga

CONCLUSIÓN

- La utilización del hidrogel SpaceOAR nos facilita y nos aporta una mayor precisión en el contorneo de la próstata y el recto.
- La influencia del hidrogel sobre la dosimetría nos podría permitir en un futuro crear límites de dosis propios para órganos de riesgo, más restrictivos, que permitan un mayor control de la toxicidad manteniendo los criterios mínimos de cubrimiento de PTV.

DESCRIPCIÓN Y VISUALIZACIÓN DE PRUEBAS DE COMISIONADO EN DELTA4 PHANTOM+ Y OCTAVIUS 4D

Dacosta Villar, L. (1); Bosò Martínez, C. (1); Chover Díaz, B. (1); García Cerrillo, J. A. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Serrano Juárez, A. (1); Marin Ciocan, A. C. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (1); Brualla Gonzalez, L. (1)
(1) Grupo Biomédico Ascires

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es dar a conocer los dispositivos Delta4 Phantom+ y Octavius 4D, de Scandidos y PTW respectivamente; así como mostrar la visualización en ambos softwares (Delta4 y VeriSoft) en lo referente a pruebas propias de comisionado de un acelerador.

MATERIALES Y MÉTODOS

Delta4 Phantom+ (Scandidos) es un dispositivo diseñado para el control de calidad y la verificación de planes de tratamiento, que cumple las recomendaciones del TG-218. El maniquí cuenta con dos matrices de detectores dispuestas de forma ortogonal,

compuestas por un total de 1069 diodos tipo p-Si, que cuentan con un volumen de 0,00004 cm^3, distribuidos tanto en el plano coronal como en el sagital, con una distancia entre centros de 5mm.

Octavius 4D (PTW Dosimetry) es otro dispositivo utilizado para el mismo fin, que comprende un maniquí rotatorio solidario al gantry al que se pueden acoplar distintas matrices de detectores. En este caso nos centraremos en el Octavius Detector 1500, que dispone de 1405 cámaras de ionización plano paralelas de volumen 0.06 cm^3 separadas una distancia de 7,1mm entre centros.

Para ilustrar el comportamiento de estos detectores, se mide con ambos un plan compuesto por un campo estático con forma de silla colimado con MLC en 4 energías de fotones a tasa máxima. En Octavius 4D se realiza la medida con el gantry a 0°, mientras que en Delta4 se irradia con el gantry a 45° para evitar que el haz incida en la matriz vertical de detectores. Para la posterior visualización de cada medida se utiliza por una parte el software Delta4 (Scandidos) y por otra VeriSoft (PTW Dosimetry).

RESULTADOS

Tras irradiar ambos detectores, se realiza una comparación tomando como referencia la dosis obtenida con el sistema de planificación RayStation (RaySearch Laboratories).

En la figura 1 se visualiza en el software Delta4 un ejemplo de perfil horizontal correspondiente al plano de detectores coronal, donde los puntos corresponden a cada uno de los detectores.

En la visualización de esa misma medida con Octavius4D en VeriSoft (figura 2) se observa otro ejemplo de perfil horizontal en el plano del isocentro. En ambos casos se realiza un análisis gamma global 3% 3mm, siendo los resultados de 100% y 98,5%, respectivamente.

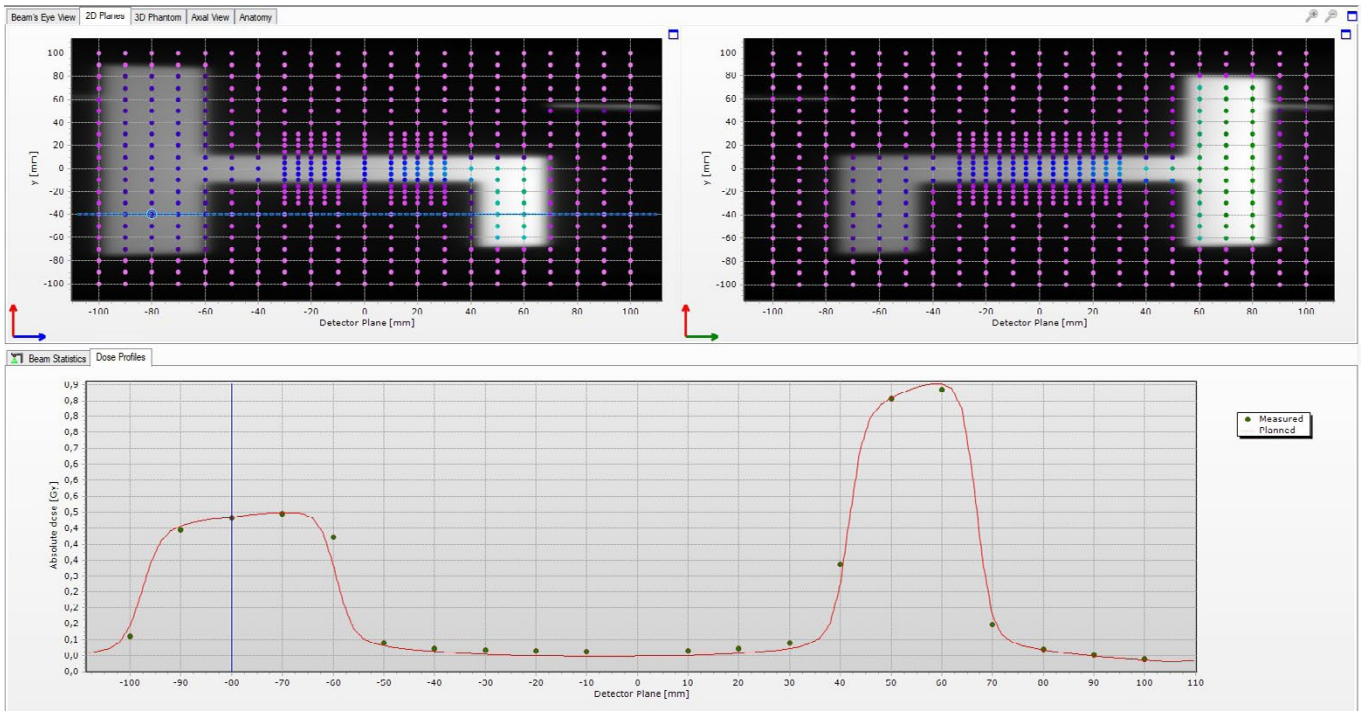


FIGURA 1: Perfil horizontal visualizado en SW Delta4

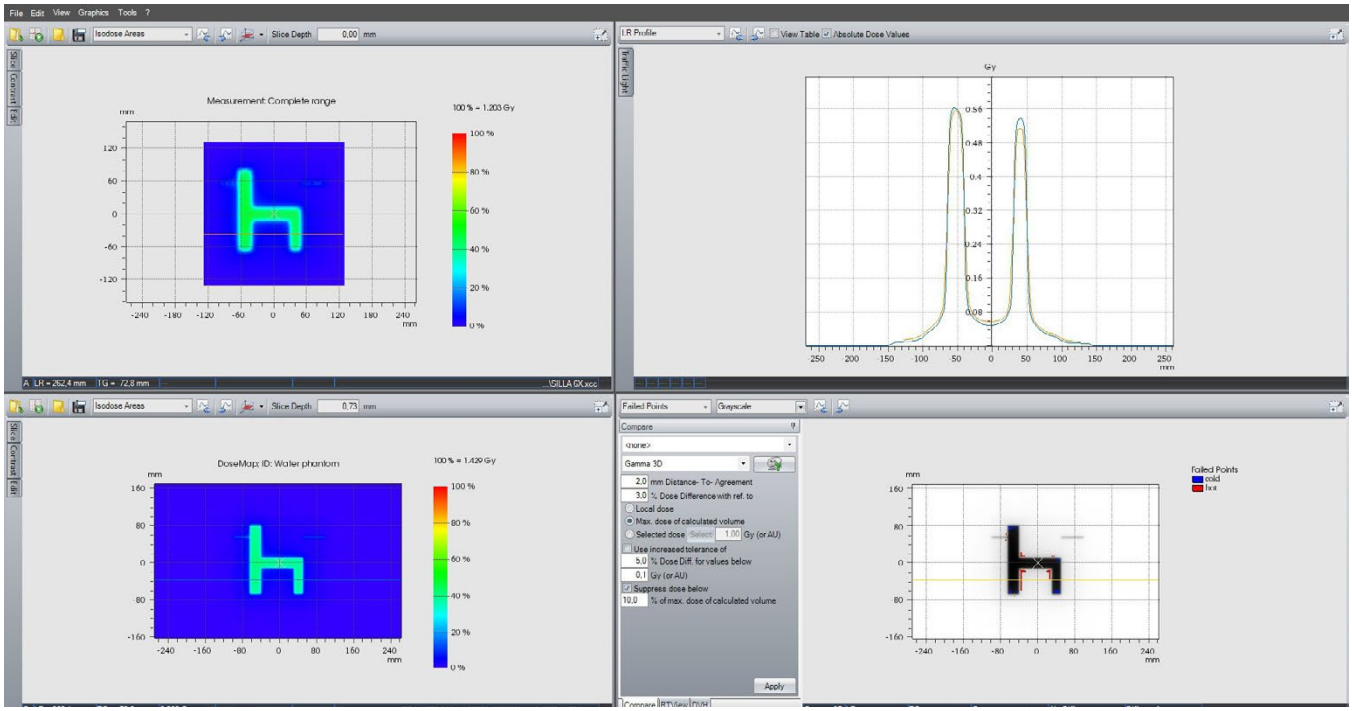


FIGURA 2: Perfil horizontal visualizado en SW Verisoft

DISCUSIÓN

Ambos sistemas permiten hacer un análisis de las medidas apoyándose en sus propias características.

En Delta4 el software cuenta con la medida de los dos planos de detectores, y permite analizar los diferentes puntos de medida que puedan ser de interés con herramientas de visualización claras.

En Verisoft se observa una comparación que cuenta con una reconstrucción en tres dimensiones, por lo que se tiene información de la distribución de dosis en todo el volumen del maniquí.

CONCLUSIONES

Tras considerar todo lo mencionado previamente, se puede concluir que ambos dispositivos son herramientas útiles y válidas tanto para la verificación de planes de tratamiento como para analizar pruebas específicas durante el comisionado del acelerador.

VALORACIÓN DOSIMÉTRICA OFFLINE EN CBCT MEDIANTE AUTO CONTORNEO CON IA

Alcaraz Lozano, M. (1); Borderia Navarro, M. B. (1); Calatayud Cuesta, P. (1); Calatayud Cuesta, P. (1); Fernández Bernal, Á. (1); Beltrán Bonet, Á. (1); Hidalgo Llopis, N. (1); Vicedo Gonzalez, M. A. (1); García Mollá, R. (1)

(1) Consorcio Hospital General Universitario de Valencia

INTRODUCCIÓN

La Radioterapia Adaptativa (ART) es un proceso que permite ajustar el plan de radioterapia durante el curso de tratamiento.

El objetivo de este estudio es monitorizar el tratamiento administrado a los pacientes con patología de próstata a lo largo del tratamiento sin necesidad de utilizar un registro deformable, eliminando así la incertidumbre propia del proceso de deformación. Para ello se evalúan el plan de tratamiento directamente sobre el CBCT adquirido en la unidad de tratamiento. La verificación se realiza específicamente sobre el CTV, que en nuestro caso de estudio corresponde a la próstata y sobre los órganos de riesgo más importantes (vejiga y recto).

MATERIAL Y MÉTODOS

Mediante ART, se ha realizado un análisis offline del tratamiento de 42 pacientes de próstata mediante sus CBCTs, de un acelerador Varian modelo TrueBeam, para comprobar si el paciente requiere una replanificación. Este análisis permite identificar tendencias desde la primera semana de tratamiento, utilizando los CBCT de las sesiones 1, 3 y 5.

Para llevar a cabo este proceso, revisamos los CBCT desde la función de Offline Review. Posteriormente, exportamos los CBCT al software Limbus, que realiza un contorneo automático por IA de las estructuras de interés. A continuación, importamos los datos al planificador, donde se realiza el contorneo automático del body del paciente y se inserta la mesa de tratamiento para garantizar la precisión en el cálculo.

En el siguiente paso, en el planificador de haz externo Eclipse de Varian, cargamos el plan de tratamiento aprobado y lo copiamos sobre el CBCT. Dado que las imágenes CBCT están afectadas por la dispersión del paciente y con el propósito de mejorar la precisión en el cálculo dosimétrico, en nuestro estudio proponemos utilizar una curva de calibración de densidades específica para el protocolo de adquisición y reconstrucción de "CBCT Pelvis iterativo".

Una vez recalculado el plan sobre las imágenes de CBCT, el plan copiado se renombra según la sesión correspondiente (CBCT1, CBCT3, etc.). Además, las estructuras deben configurarse en el algoritmo de cálculo AcurosXB-13.5 y deben estar correctamente nombradas para coincidir con el plan inicial, lo que permite una comparación precisa de las metas clínicas entre los diferentes días de tratamiento.

RESULTADOS

Tras aplicar el proceso retrospectivamente sobre un grupo de 42 pacientes se evalúa la viabilidad del mismo obteniendo los siguientes resultados:

- Mayor eficiencia de recursos: no se realiza un nuevo TC al paciente ahorrando tiempo y recursos. La verificación del tratamiento está disponible antes de la próxima fracción.
- Disminución de las molestias al paciente al no tener citas adicionales para realizar nuevos estudios de TC.
- Replanificación sin utilizar algoritmo deformable evitando las incertidumbres que conlleva.
- Permite monitorizar de manera continua al paciente permitiendo detectar y corregir desviaciones en la administración del tratamiento que podrían comprometer la efectividad de este.

Este proceso es posible al disponer del método iterativo de reconstrucción del Trubeam que permite que haya una mejor calidad de imagen, y una mayor consistencia de los HU con una única tabla CT.

EVOLUCIÓN DE LOS MODOS DE FRACCIONAMIENTO EN DIVERSAS PATOLOGÍAS DE UN SERVICIO DE RADIOTERAPIA EN LOS ÚLTIMOS CINCO AÑOS

López Luque, R. (1); Reyes Ortiz, P. (1); Pallares Moreno, C. (1); Guirado Llorente, D. (1)
(1) Hospital San Cecilio Granada

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, y para casi todas las localizaciones, se ha ido produciendo un cambio paulatino de los métodos de fraccionamiento de la dosis en la radioterapia del cáncer. Particularmente, el fraccionamiento convencional, que consiste en la administración de dosis por fracción de 1.8 o 2 Gy, ha ido perdiendo importancia en favor, sobre todo, del hipofraccionamiento, en el que las dosis por fracción son mayores de 2 Gy [1]. En este trabajo analizamos la evolución en los últimos años de los fraccionamientos empleados para las patologías más frecuentes en nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODOS

Mediante una base de datos desarrollada en nuestra unidad para el registro de los tratamientos, y que empleamos desde el año 2011, se han obtenido los datos de fraccionamiento para 5 años completos (de 2019 a 2024) en los tratamientos de mama, próstata, otorrinolaringológicos (ORL) y paliativos. Se ha realizado un análisis estadístico de las principales formas de fraccionamiento empleadas en cada patología, tomando como indicador la dosis por fracción o el número de fracciones según lo que sea más representativo del tipo de tratamiento analizado.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados se muestran en la figura 1. Salvo en el caso del cáncer de pulmón, en el que los tratamientos con el fraccionamiento convencional de 2 Gy/fr siguen siendo los más frecuentes, el uso del hipofraccionamiento ha aumentado de manera significativa. Cabe destacar el empleo de 5 fracciones en el caso del cáncer de mama (esquema fast forward) en nuestro centro, que iguala en proporción en los últimos años al esquema de referencia de 15 fracciones de 2.67 Gy por fracción para el tratamiento de base (sin considerar la región de sobreimpresión). También, en el caso de los tratamientos paliativos, entre los que destaca la radioterapia de mestástasis óseas, el esquema más importante es el de una única fracción.

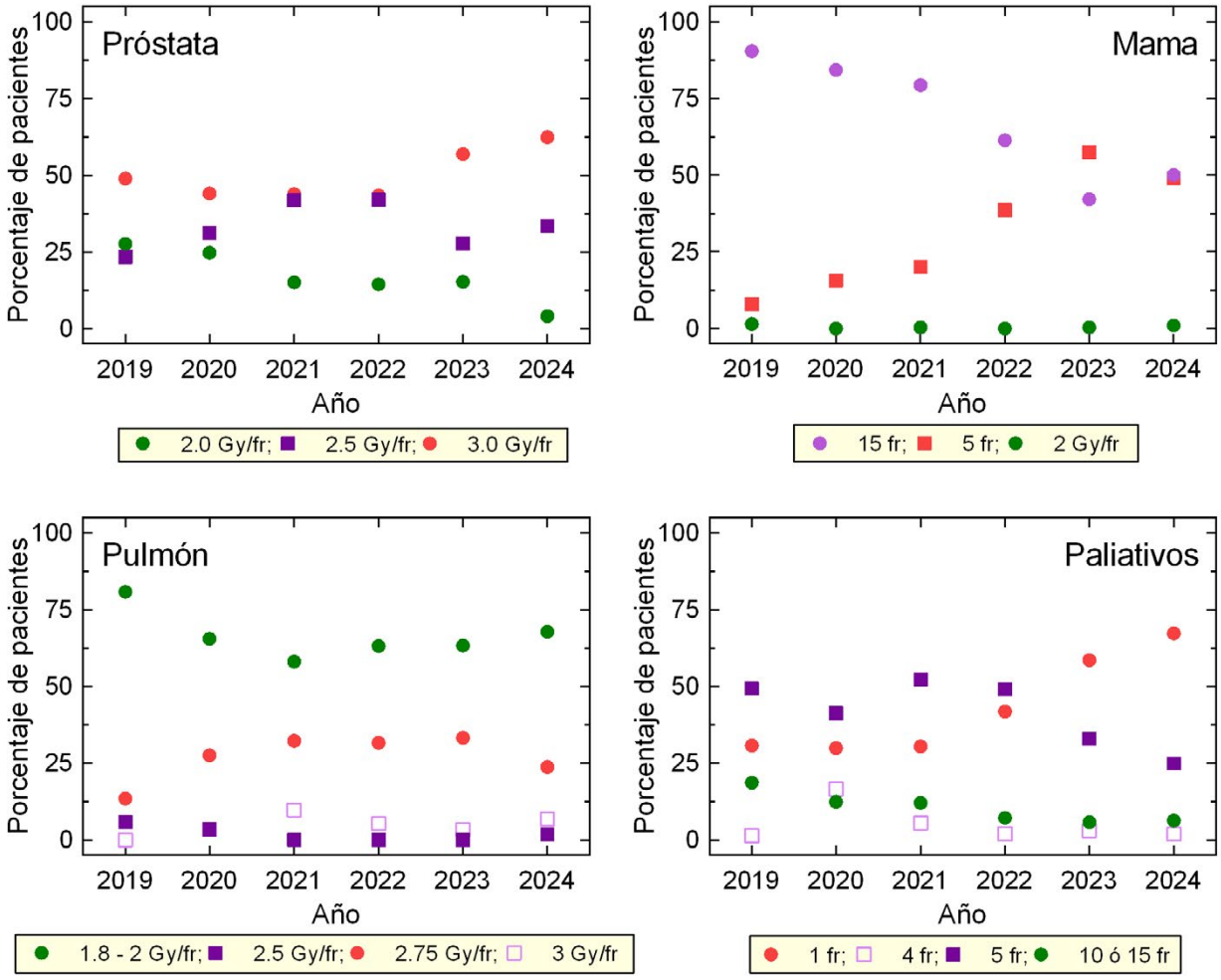


Figura 1: Evolución de las formas de fraccionamiento desde el año 2019 al 2024 para la radioterapia del cáncer de próstata, mama, pulmón y tratamientos paliativos. Salvo para el cáncer de pulmón, la tendencia es usar cada vez más el hipofraccionamiento, con mayores dosis por fracción y un empleo cada vez menor del esquema de fraccionamiento convencional de 2 Gy/fr.

Un hecho destacado es que, a pesar de haber mostrado su eficacia en términos de supervivencia y control local [2], el esquema hiperfraccionado (más de una fracción al día) solo se emplea de manera testimonial en los tratamientos ORL; también en algunos casos de reirradiación.

CONCLUSIONES

Salvo para el cáncer de pulmón, se ha producido en nuestra unidad un aumento significativo del hipofraccionamiento frente al fraccionamiento convencional; el hiperfraccionamiento se emplea en muy pocos casos.

REFERENCIAS

THE ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGISTS. RADIOTHERAPY DOSE FRACTIONATION, FOURTH EDITION. 2024.

BOURHIS ET AL. LANCET 2006;368:843-54.

INFLUENCIA DE LA PRESIÓN Y TEMPERATURA EN LA MEDIDA DEL OUTPUT DIARIO DEL DAILY QA3

Segura Arribas, S. (1); Bayón Llera, J. (1); Ortiz López, R. (1); Eugui Martínez, R. (1); Polo Cezón, R. (1); Medina Céspedes, M. D. (1); García Rescalvo, A. (1)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

INTRODUCCIÓN

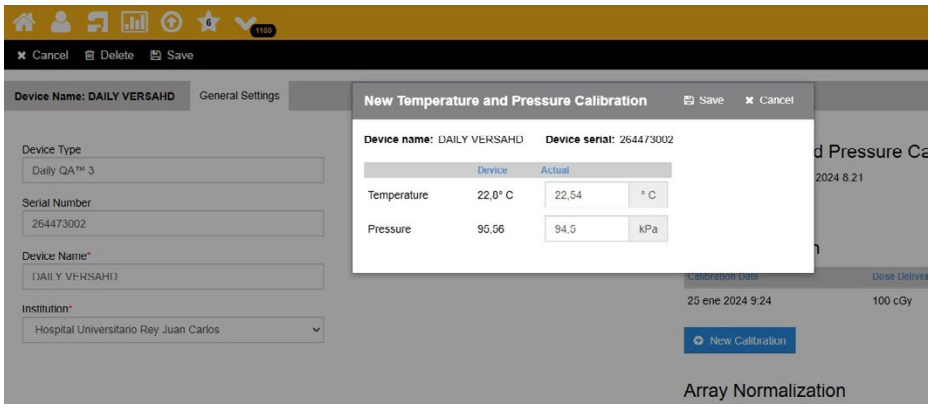
Las medidas diarias del output de un acelerador, se pueden realizar de manera rápida con el equipo Daily QA3 de Suncheck. Para mejorar la exactitud de estas medias, el equipo permite realizar una corrección por presión y temperatura. Nuestro objetivo es estudiar cómo puede afectar la diferencia de presión y temperatura al resultado de éstas medidas diarias.

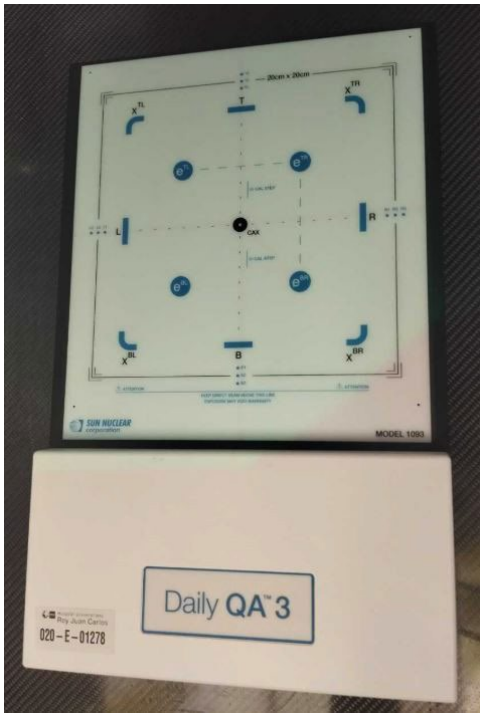
MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizan un termómetro y barómetro calibrados y se compara con la presión y la temperatura que devuelve el equipo Daily QA en su pestaña de calibración. Se estudia cómo cambia la variación entre ambos y como afecta esta variación en el factor de corrección del output correspondiente.

RESULTADOS

La diferencia encontrada en temperatura es en promedio de 0.2° con un rango de entre 0.1° y 0.4°. En presión se encuentra una diferencia de 26 hPa, con un rango de entre 21 hPa y 28 hPa. En cuanto al factor de corrección por Presión y Temperatura se ecuentra una diferencia promedio de un 2.61% con un rango de entre un 2. 1% al 2.9%.





DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La comparativa entre las medidas del termómetro y barómetro internos del Daily QA3 y las medidas externas reflejan una diferencia en el factor de corrección, que oscila entre un 2.1% y un 2.9%. A priori no se observa una relación de linealidad entre el valor medido en la presión y temperatura con el medido exteriormente. En función del momento en que se haya calibrado el equipo la diferencia máxima observada en el factor de corrección ha sido de un 0.7%.

La incertidumbre asociada a la medida del equipo en el Output de dosis del acelerador debida a esta corrección, permite realizar la medida dentro del margen de tolerancia establecido. Esta diferencia podrá reflejar un falso positivo o negativo si la medida se encuentra en valores cercanos a los límites de tolerancia.

Para aquellos casos en los que la medida se encuentra cerca del límite de tolerancia se puede considerar la opción de actualizar la calibración de presión y temperatura y repetir la medida para lograr un ajuste más fino en el factor de corrección y por lo tanto en la medida de la dosis del equipo.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

P186 MEDIDAS AMBIENTALES DE DOSIS EN EQUIPO DE RADIOCIRUGÍA AUTO BLINDADO ZAP-X

Pascual Martin, E. (1); Aguilar Redondo, B. (2); Trinidad Mora, L. (2)
(1) IRCA, Hospital Viamed Santa Elena; (2) IRCA, Madrid

OBJETIVOS

El propósito de este trabajo es evaluar dosis ambiental en diferentes zonas de la instalación con el fin de asegurar la protección radiológica del público y los trabajadores.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó un equipo de radiocirugía giroscópica ZAP-X instalado en IRCA, Hospital Viamed Santa Elena, Madrid.

Un detector de vigilancia radiológica de áreas y puestos de trabajo ATOMTEX modelo AT6130 con certificado de calibración en vigor a fecha 05/06/2024.

14 dosímetros de tipo TLD de cuerpo entero para dosimetría personal y de área analizados de manera mensual. Un maniquí One Prime RT Safe a modo de medio dispersor.

Se definieron 9 zonas de vigilancia ambiental (señaladas en color azul en la figura 1) para lectura directa de tasa de dosis expresada en µSv/h con detector ATOMTEX allí donde los trabajadores y/o el público podrían permanecer durante periodos prolongados de tiempo, como salas de espera, sala de planificación y puesto del operador entre otros cuyos resultados se encuentran en (tabla 1).

Se definió la posición de gantry más desfavorable para cada medida recogiendo la tasa de dosis en cada punto con un disparo lo suficientemente largo para conseguir la estabilidad del detector.

Los resultados de dicha tabla corresponden a la media de una muestra de 25 medidas recogidas en los puntos indicados.

Disponemos de un total de 7 dosímetros tipo TLD de área dispuestos al rededor del equipo (señalados en color negro en la figura 1) y un dosímetro personal por cada trabajador expuesto en la instalación.

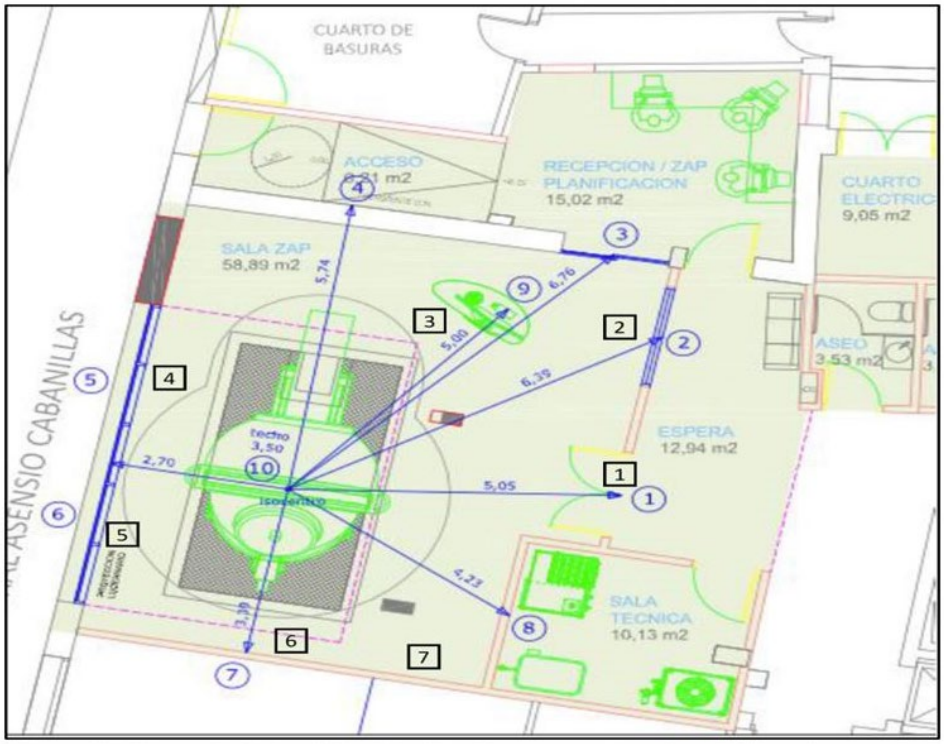


Figura 1. Plano de la instalación donde se muestran los diferentes puntos de medida de tasa de dosis (azul) así como la ubicación de los dosímetros de área (negro).

Posición	Tasa de dosis media (µSv/h)
1	0,696
2	0,728
3	0,276
4	1,898
5	2,75
6	0,9
7	0,33
8	0,429
9	1,174

Tabla 1. resultados de tasa de dosis media en diferentes puntos de la instalación para una muestra de 25 medidas en cada posición.

RESULTADOS

Los resultados después de dos años de vigilancia ambiental entran dentro de las especificaciones para los blindajes del equipo y en la mayoría de las zonas los valores corresponden a lecturas de radiación de fondo aun cuando el equipo está en funcionamiento. Además de esto, la lectura de los dosímetros de área y personales han sido fondo desde el inicio de la actividad en 2022.

CONCLUSIÓN

Teniendo en cuenta que el potencial lugar de mayor exposición seria el puesto del operador correspondiente a la medida 9 y extrapolando los valores a las 1680 h anuales que debería estar en su puesto, podríamos concluir que en el improbable caso de tener durante un año el gantry en la posición más desfavorable de la sala, la dosis estaría un orden de magnitud por debajo de la dosis máxima permitidas para trabajadores expuestos recogidas en RD 1029/22.

(1,174µSv/hora)*(1680h/año)=1972,32µSv/año=2.0 mSv/año.

ANÁLISIS DE LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO INTERNO DE ASIGNACIÓN ESPECIAL DE DOSIS EN CASOS DE PÉRDIDA, DETERIORO O NO DEVOLUCIÓN DEL DOSÍMETRO

Baeza Rodríguez, L. (1); Alegre Gómez, A. (2); Sánchez Relucio, J. C. (2); Bosch Morell, A. (2); Solla Bartual, C. (2); Velasco Fernández, C. (2); Pamos Navas, J. L. (2); Angulo Santos, A. (2); Cotanda Ricart, V. (1); Vico Escribano, M. A. ; Gracia Ochoa, M. (2); Abad Mocholí, D. (2)
(1) Centro Nacional de Dosimetría; (2) Centro Nacional de Dosimetría INGESA

INTRODUCCIÓN

En 2024 el SDP del Centro Nacional de Dosimetría informó de la extinción de las dosis administrativas dando cumplimiento a la circular nº 6/23 del CSN, que establece actuaciones para estimar dosis a trabajadores expuestos por pérdida, deterioro o no devolución del dosímetro.

La UTPR del CND ha establecido un protocolo para la asignación especial de dosis según lo indicado en la circular. Este estudio evalúa la respuesta a esta metodología que solventa estas situaciones dosimétricas concretas.

MATERIAL Y MÉTODOS

El protocolo busca optimizar el retorno dosimétrico y mejorar el seguimiento de las dosis recibidas por los trabajadores. Para ello, se descargan los informes mensuales, se identifica a los trabajadores sin lectura y se comparan con el documento oficial solicitado a los Servicios de Prevención con los casos pendientes para la asignación de dosis. Las estimaciones, basadas en registros previos de exposición y patrones laborales, son firmadas por el Responsable de Protección Radiológica y el Titular de la instalación.

Se analizaron 640 historiales dosimétricos de 5 gerencias con datos de febrero a noviembre de 2024.

RESULTADOS

De los 640 historiales, 194 pertenecen a las gerencias 1-4, donde el número de dosímetros no devueltos fue similar. En los dos primeros meses, se registraron 73 y 60 dosímetros no devueltos, respectivamente, pero a partir del tercer mes de implementar el protocolo, las cifras descendieron y se estabilizaron en torno a 30 por mes (Figura 1).

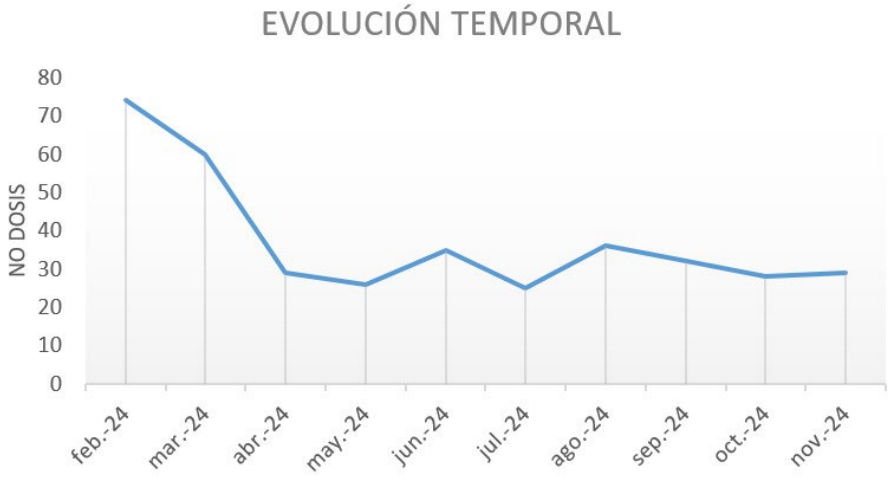


FIGURA 1: SEGUIMIENTO DEL NÚMERO DE ASIGNACIONES ESPECIALES DE DOSIS EN LAS GERENCIAS Nº 1, 2, 3, 4

En la gerencia 5, con 446 historiales, los primeros meses siguieron la misma tendencia descendente, pero posteriormente aumentaron hasta los niveles iniciales. Este incremento coincidió con el cambio en la persona responsable de la gestión dosimétrica del personal de la instalación (Figura 2).

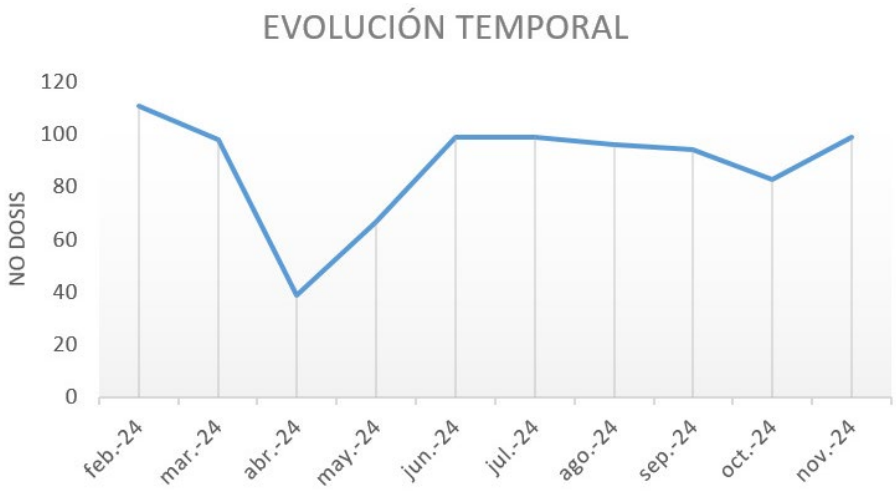


FIGURA 2: SEGUIMIENTO DEL NÚMERO DE ASIGNACIONES ESPECIALES DE DOSIS EN LA GERENCIA Nº 5

DISCUSIÓN

Durante los primeros meses, los altos valores iniciales reflejaban la falta de un sistema estructurado. No obstante, a medida que el protocolo se afianzó, los valores experimentaron un descenso sostenido, alcanzando niveles significativamente más bajos hacia el final del periodo analizado.

Sin embargo, el caso de la gerencia 5 evidencia cómo existen riesgos que pueden afectar al retorno de dosímetros y a la eficacia del protocolo, como cambios en los responsables de la gestión dosimétrica. Como UTPR externa, resulta fundamental identificar posibles limitaciones en la ejecución del protocolo y explorar estrategias complementarias que fomenten un mayor compromiso de los trabajadores en el retorno dosimétrico. Además, sería clave implementar mejoras en los procesos de gestión para optimizar los resultados y garantizar una aplicación consistente y eficiente del protocolo.

CONCLUSIONES

La implementación del protocolo ha reducido significativamente las asignaciones especiales de dosis, demostrando su efectividad. La continuidad y consistencia en la gestión dosimétrica, junto con estrategias de formación y sensibilización, son esenciales para optimizar su aplicación y fomentar una cultura de seguridad radiológica en el personal expuesto.

USO DE PLACAS RADIACTIVAS EN EL TRATAMIENTO DE MELANOMAS OCULARES

Gómez Hinojal, L. (1); Rodriguez Cuchillo, A. (1); Huertas Martinez, C. (1); Saez Belran, M. (1)
(1) HU La Paz

INTRODUCCIÓN

El melanoma ocular es uno de los tipos más comunes de cáncer intraocular, y su tratamiento eficaz es crucial para evitar complicaciones graves, como la pérdida de visión o la propagación metastásica. En este contexto, la braquiterapia con placas radiactivas se ha consolidado como una de las opciones terapéuticas más efectivas, permitiendo un tratamiento localizado y de precisión.

El uso de placas radiactivas para el tratamiento de melanomas oculares permite aplicar una dosis de radiación directa al tumor con un mínimo daño a los tejidos circundantes. Este enfoque permite no solo un control adecuado del tumor, sino también una preservación de la función visual del paciente, lo que convierte a la braquiterapia en una de las opciones más atractivas para el manejo de los melanomas oculares.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para el tratamiento de melanomas oculares mediante braquiterapia, se emplean placas radiactivas adaptadas a las características específicas de cada tumor. En nuestro hospital, utilizamos dos tipos principales de placas:

- Placas de Rutenio-106 (Ru^{106}): Estas placas emiten electrones de alta energía y son utilizadas para tumores más superficiales. Según el tipo y localización del tumor, se emplean tres tipos de placas, que son: COB, CCB, CCD. Cada una de estas placas está identificada con un número de serie para su control y trazabilidad. Dependiendo del tipo de placa utilizada, se sigue un procedimiento específico para asegurar la máxima eficacia y seguridad en el tratamiento.

Placas con semillas de Yodo-125 (I^{125}): Estas placas emiten fotones de baja energía, lo que las hace adecuadas para tratar tumores más profundos, garantizando una distribución de dosis homogénea. Según el tamaño y localización del tumor, las semillas se insertan en placas de oro de diferente forma y tamaño, que son: COMS10, COMS12, COMS14, COMS16 notched, COMS18, COMS20 notched y COMS22.

RESULTADOS

En el Anexo 1 se muestra una tabla con los procedimientos y puntos de mejora que se siguen con cada una de las placas descritas anteriormente.

CONCLUSIONES

Tras revisar la bibliografía, podríamos introducir las siguientes mejoras en los procedimientos actuales:

Recepción de la fuente: Medida de la dosis de las placas de I^{125} una vez montada la placa.

Esterilización: Se deberían esterilizar las semillas de I^{125} y la placa una vez haya sido montada, para lo que sería necesario un pegamento como el krazy srtong. Krazy fast. ™

USO DE BLINDAJES SOBRE PACIENTES EN RADIOGRAFÍAS PEDIÁTRICAS: RESULTADOS DE UNA ENCUESTA A T.S.I.D

Martínez Paniagua, M. Del P. (1); Martorell Ruiz, M. (1)
(1) Hospital Clínico San Carlos

INTRODUCCIÓN

En radiología el uso de blindajes sobre pacientes ha sido una práctica común para minimizar la exposición a la radiación. Sin embargo, un consenso europeo[1] reciente de las principales sociedades de protección radiológica e imagen desaconseja el uso de blindajes sobre pacientes en general, excepto en cefalometrías y en imagen dental. Este estudio tiene como objetivo evaluar la adopción de estas nuevas recomendaciones entre los técnicos en radiodiagnóstico en el ámbito de la radiología convencional pediátrica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado una encuesta a 67 técnicos en radiodiagnóstico de varios hospitales para evaluar la prevalencia y motivos de uso de blindajes sobre pacientes en radiografías convencionales pediátricas. Además se han analizado los obstáculos asociados a la eliminación del uso de protectores en pacientes.

RESULTADOS

El 60% de los técnicos encuestados no utiliza blindajes sobre pacientes en radiografías pediátricas, mientras que el 40% continúa empleándolos. El principal motivo de la persistencia del uso, como se muestra en el gráfico 1, se debe a la percepción de que el blindaje es útil para proteger órganos sensibles y que su uso no tiene consecuencias sobre la imagen.

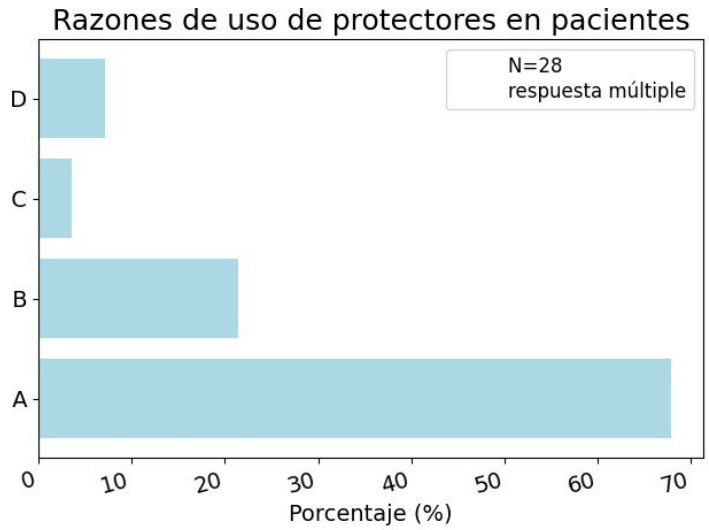


Gráfico 1. Razones indicadas por los técnicos de imagen que reportan el uso de protectores de contacto sobre pacientes pediátricos en radiología convencional. N=28, múltiple respuesta.

En el gráfico 2 se observa que el principal desafío de no utilizar protectores en pacientes pediátricos se debe a aspectos psicológicos y expectativas del uso de protectores por parte de algunos padres y técnicos de imagen.

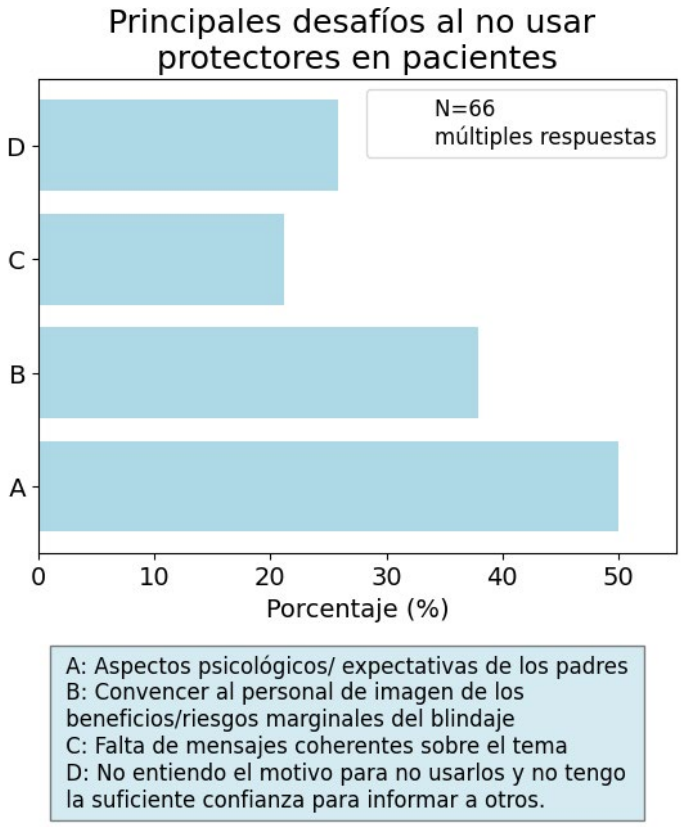


Gráfico 2. Principales desafíos de no utilizar los protectores de contacto en pacientes pediátricos en radiología convencional. N=66, múltiple respuesta.

DISCUSIÓN

La adopción mayoritaria de las nuevas recomendaciones indica una tendencia positiva hacia la modernización de prácticas en la protección radiológica pediátrica. Para conseguir la implementación total de dichas recomendaciones se sugiere incidir en la formación sobre los riesgos y beneficios asociados a estas prácticas, teniendo en cuenta factores psicológicos que pueden dificultar el cambio.

CONCLUSIONES

El 40% de los técnicos encuestados sigue utilizando protectores plomados en los pacientes a pesar de la recomendación de las sociedades científicas.

Es necesario reforzar la formación en este aspecto.

[1] Hiles, P et al (2021). European consensus on patient contact shielding. Physica Medica, 96, 198–203. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.12.006

CONTROL DE LA CONTAMINACIÓN RADIACTIVA SUPERFICIAL EN UN SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR

Sebastián Segura, M. Á. (1); Beltran Vilagrasa, M. (2); Sánchez Artuñedo, D. (2)
(1) Hospital Universitario Vall Hebron.; (2) Hospital Universitario Vall Hebron

INTRODUCCIÓN

En las instalaciones radiactivas con material radiactivo no encapsulado es obligatorio medir la contaminación radiactiva superficial (CRS) y mantener sus registros por al menos dos años [RD 1029/2022, IS-28, IS-16]. En nuestro hospital, el Servicio de Medicina Nuclear (SMN) está en constante crecimiento, aumentando la complejidad para controlar la CRS y su registro. Por ello, se desarrolló una aplicación para el registro de los controles de CRS, cuyos resultados tras un año de uso (2024) se resumen en este trabajo.

MATERIAL Y MÉTODOS

División del SMN en 5 zonas:

- Medicina Nuclear (MN), con 4 gammacámaras.
- Unidad de radiofarmacia MN (URF MN).
- Unidad PET-TC, con 2 PET-TC y 8 boxes.
- Unidad de Radiofarmàcia PET (URF PET).
- Zona del operador en Unidad de Terapia Metabólica (UTM). Las 2 habitaciones para tratamiento, disponen de un registro de CRS aparte

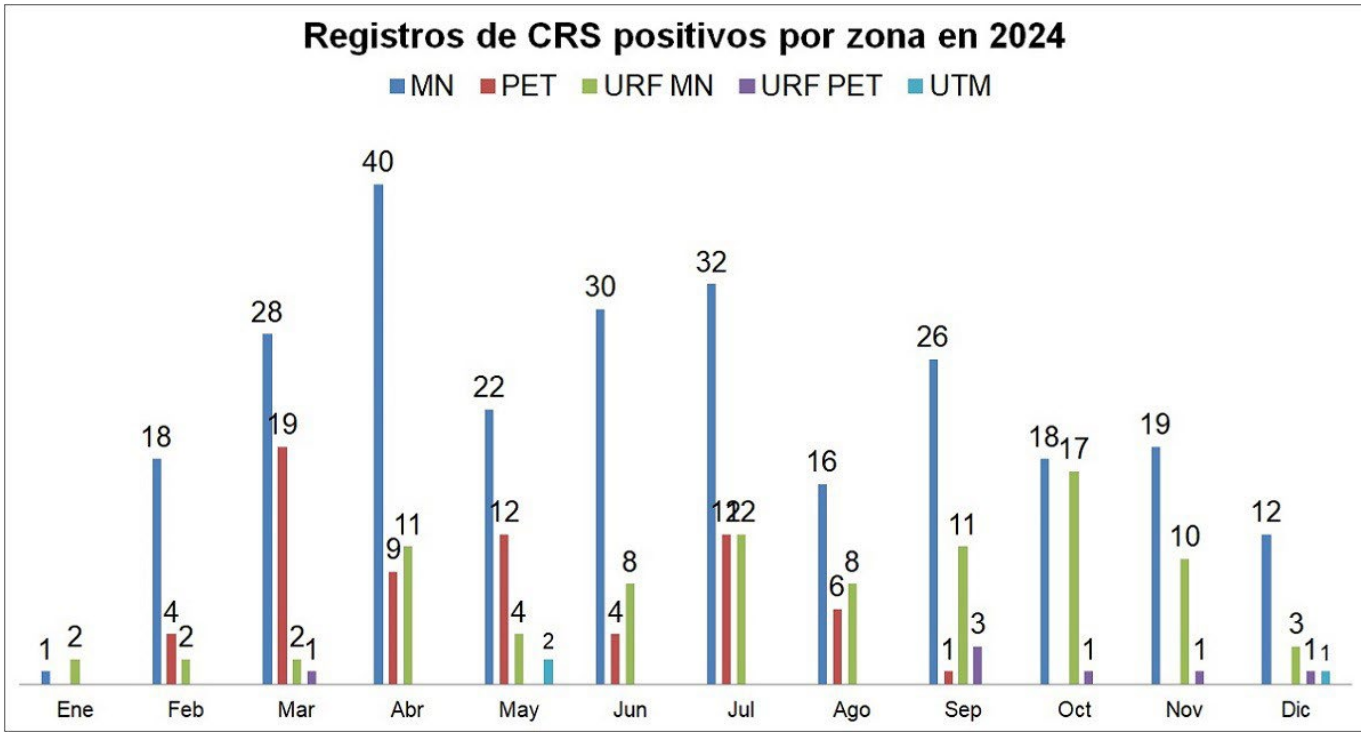
Los operadores asignados a una zona miden las superficies al final del turno con un detector GM (1 disponible por zona) y registran la CRS; la aplicación calcula la CRS en Bq/cm^2 y la compara con los límites establecidos por zona. Si se detectan valores que superan los límites de CRS, la superficie se descontamina y se repite la medida. El SFPR realiza controles periódicos para validar los datos.

RESULTADOS

La tabla 1 detalla los días de control, número de medidas realizadas y registradas, y valores por encima y por debajo del límite de CRS, según la zona. La gráfica muestra la distribución mensual de los registros de CRS positivos por zona.

2024	ZONAS				
	MN	URF MN	PET	URF PET	UTM
(1) Días con control registrado	195	240	186	159	98
(2) % de días laborables (248) con control registrado	79	97	75	64	40
(3) Turnos con control registrado	310	384	249	199	117
(4) Promedio de secciones por zona medidas por turno	13	1	17	1	1
(5) Total de secciones revisadas/medidas realizadas	4030	384	4233	199	117
6) Medidas registradas	350	407	256	201	118
(7) Turnos registrados en los que no se encuentra CRS	88	317	189	194	115
(8) Registros de CRS positivos (valor y % del total de medidas realizadas)	262 (6,5%)	90 (23,4%)	67 (1,6%)	7 (3,5%)	3 (2,6%)
(8.1) Registros positivos< límite (valor y %)	95 (2,36%)	76 (19,79%)	42 (0,99%)	7 (3,5%)	0 (0,0%)
(8.2) Registros positivos> límite (valor y %)	167 (4,14%)	14 (3,65%)	25 (0,6%)	0 (0%)	3 (2,6%)
(9) Valor límite de CRS por zona (Bq/cm2)	75	75	75	75	7,5

Tabla 1



DISCUSIÓN

Según los registros, los puntos más contaminados suelen ser bandejas, empapadores y poyatas, principalmente por goteo o contaminación cruzada, raramente por extravasación. La CRS se presenta con alta tasa de cuentas, pero baja dispersión de la contaminación, facilitando su descontaminación. Los registros positivos disminuyen a lo largo del año gracias a la mayor concienciación de los operadores en la prevención de la CRS.

La URF MN presenta un 23.4% de registros positivos debido al riesgo asociado a la preparación y dispensación manual de dosis. Sin embargo, solo el 3.65% supera los límites establecidos.

En la UTM, aunque no se tratan pacientes diariamente, solo se registró el control en la zona del operador un 40% de los días laborables, reflejando la necesidad de mejorar la concienciación sobre la importancia del control diario de la CRS y su registro.

CONCLUSIÓN

La implementación de detectores accesibles, junto con una herramienta de registro digital, ha fomentado el control diario de la CRS hecho que ha contribuido a una disminución de los registros que superan el nivel de contaminación de cada zona. El registro sistemático de los controles de CRS permite analizar el cumplimiento de la normas de protección radiológica concienciando al personal y aumentando la cultura de seguridad en protección radiológica.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN MN

VERIFICACIÓN DE LA UNIFORMIDAD EXTRÍNSECA: MANIQUÍ RELLENABLE VS FUENTE PLANA DE CO57

Serrano Juárez, A. (1); Soler López, M. (2); Chover, B. (2); Pastor Pastor, N. P. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Aguilar Barrios, J. E. (2); Marin Ciocan, A. C. (2); Bosò Martínez, C. (1); Sevillano Cuadra, N. (2); Dacosta Villar, L. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (2); Brualla Gonzalez, L. (2)

(1) Grupo Biomédico Ascires; (2) Grupo biomédico ASCIRES

INTRODUCCIÓN

La uniformidad extrínseca cuantifica la homogeneidad en la distribución de actividad del paciente que proporciona el sistema utilizando los colimadores y, según el protocolo nacional de control de calidad en instrumentación de medicina nuclear (V2020), se debe verificar semanalmente en una gammacámara planar.

Aunque el protocolo ofrece dos posibilidades de materiales empleados, tradicionalmente se ha llevado a cabo empleando una fuente plana de Co57. Debido al aumento de tiempo necesario causado por el decaimiento de la fuente y la necesidad de cambiar ésta periódicamente, se ha decidido realizar un análisis y comparación de los materiales necesarios.

MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo empleado en la toma de imágenes es una gammacámara BrightView (PHILIPS). Las fuentes a comparar son:

- Fuente plana de 57Co de 10mCi (Eckert & Ziegler).
- Maniquí de inundación relleno con Tc99m.

Los parámetros que se han considerado para realizar la comparación son: peso, tiempo de preparación de la prueba, radioprotección del personal implicado, condiciones necesarias para realizar la prueba alcanzadas.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se muestra a continuación una tabla-resumen con los resultados obtenidos:

COMPARATIVO MANIQUÍS PARA UNIFORMIDAD EXTRÍNSECA			
MANIQUÍ		**PLANCHA COBALTO**	**FUENTE INUNDABLE**
PESO		1.3Kg	14Kg
TIEMPO	Preparación	-	20´
	Transporte	4´	2´
	Colocación sobre detector		4´
UNIFORMIDAD		✓	Depende de la pericia del operador
RIESGO IRRADIACIÓN	En contacto	166 µSv/h	165µSv/h
	A la altura del pecho	6.2 µSv/h	35µSv/h
	A 1 m	2.1 µSv/h	5µSv/h
RIESGO CONTAMINACIÓN		✗	✓
REPETICIÓN PRUEBA	Coste adicional	✗	✓
	Libertad de tiempos	✓	✗
DEPENDENCIA SUMINISTRO EXTERNO		✗	✓

Tabla 1: Comparativa entre maniquí rellenable de Tc99m y fuente plana de Co57

Además de lo mostrado en la tabla anterior, se han detectado las siguientes diferencias a tener en cuenta:

- En caso de error en prueba o recomendación por parte del servicio técnico se dispone de la fuente de Co57 para su repetición. Sin embargo, con Tc99m se debe tramitar el pedido de dosis extra, con el coste adicional que supone y dependiendo de la disponibilidad de la empresa suministradora.
- En el caso del maniquí rellenable se necesita un tiempo más largo de preparación al incluir el preparado de la disolución, el llenado y la homogeneización de la dosis. Estas tareas son complicadas de realizar debido al peso del maniquí. Esto implica más exposición a la radiación, siendo la dosis en contacto 165µSv/h. (35µSv/h a la altura del pecho y 5µSv/h a 1m).

CONCLUSIÓN

En base a los resultados descritos podemos inferir que desde el punto de vista de protección radiológica la manipulación con la fuente de cobalto conlleva menor riesgo para el operador en cuanto a tiempo de exposición y riesgo de contaminación, además de la disponibilidad de la fuente en todo momento en el servicio ante la necesidad de realizar la prueba.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE LOS ESTUDIOS DE VENTILACIÓN PULMONAR

Pastor Pastor, N. P. (1); Chover Díaz, B. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Serrano Juárez, A. (1); Escriba Torres, A. (1); Sanz Llorens, R. (1); Dacosta Villar, L. (1); Marin Ciocan, A. C. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (1); Bosò Martínez, C.; Brualla Gonzalez, L. (1)
(1) Grupo Biomédico Ascires

INTRODUCCIÓN

La gammagrafía de ventilación pulmonar es un tipo de imagen que evalúa la circulación de aire en los pulmones del paciente analizando la capacidad respiratoria del paciente, visualizando la distribución del radiotrazador inhalado en los pulmones.

Para introducir el radiotrazador en los pulmones del paciente, en medicina nuclear empleamos el equipo TechnegasPlus que proporciona un aerosol de inhalación de carbono marcado con tecnecio para visualizar mediante la gammacámara la ventilación pulmonar y evaluar así, el diagnóstico de embolia pulmonar o neumonía al combinar estas imágenes con las de perfusión.

El objetivo del trabajo es analizar las dosis recibidas por los trabajadores durante el procedimiento de ventilación con el equipo TechnegasPlus y de los medios de PR que ofrece el equipo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Technegas es un aerosol de micropartículas de carbono marcadas con tecnecio que se genera mediante el calentamiento del pertecnectato de sodio a 2750°C, manteniéndolo en una atmósfera de argón de alta pureza (99.9%) producido en el equipo TechnegasPlus, el cual dispone de un mando a distancia para poder poner en marcha la prueba, no perdiendo de vista al paciente, y así poder disminuir la dosis al trabajador.

La dosis inyectada en el crisol será de 10-20mCi y la finalmente inhalada por el paciente adulto será de 702.7µCi-1081 µCi. La duración y frecuencia del proceso de inhalación dependen de que el paciente alcance una dosis recomendada de aproximadamente 1500 a 2500 cuentas por segundo.

El equipo empleado para poder medir la tasa de dosis de radiación presente es el Lamse RM1001-CT con la sonda externa RD1L.

El control radiológico del personal trabajador expuesto se ha realizado midiendo la tasa de dosis de tres áreas críticas: la sala donde se realiza la inhalación, medida del equipo productor del aerosol y medidas relacionadas con el paciente.

RESULTADOS

A continuación, se muestra la tabla-resumen de las medidas obtenidas:

PROCEDIMIENTO DE CONTROL DE DOSIS VENTILACIÓN			
DATOS			
EQUIPO DE MEDIDA	Monitor de contaminación ambiental LAMSE RM1001-CT		
DOSIS INYECTADA	15 mCi de Tc-99		
MEDICIONES SALA		**TASA DOSIS EXPLORACIÓN**	**DOSIS ANUAL**
FONDO SALA INICIO		0,3 µSv/h	6µSv
DOSIS SALA TRAS INYECTAR	ANTES DE VENTILACIÓN	0,4 µSv/h	8µSv
	DURANTE VENTILACIÓN	0,22 µSv/h	4,4µSv
DOSIS SALA TRAS SALIR PACIENTE	CON TUBO SIN RETIRAR	2,2 µSv/h	44µSv
	CON TUBO RETIRADO	0,3 µSv/h	6µSv
MEDICIONES EQUIPO			
DOSIS EN CUALQUIER PUNTO ALREDEDOR DEL EQUIPO		0,3 µSv/h	6µSv
DOSIS A 1 M DEL EQUIPO		0,3 µSv/h	6µSv
DOSIS EN CONTACTO CON EL TUBO		44 µSv/h	880µSv
MEDICIONES RELACIONADAS CON EL PACIENTE			
DOSIS EN CONTACTO CON EL PACIENTE		9,4 µSv/h	188µSv
DOSIS A 1 M DE LA BOCA DEL PACIENTE		0,7 µSv/h	14µSv
DURACIÓN DE LA EXPLORACIÓN.	PREPARACIÓN DE LA PRUEBA	7 min	
	VENTILACIÓN	6 min	
	ADQUISICIÓN DE IMAGEN (AP+2 oblicuas)	18 min	

Imagen 1. Tabla mediciones dosis del procedimiento con TechnegasPlus

DISCUSIÓN

En la imagen 1 se observan dos puntos donde la tasa de dosis es más elevada.

- Medida en contacto con el tubo de plástico donde se conecta la boquilla del paciente.
- Medida en contacto con el paciente tras la prueba.

Teniendo en cuenta el reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes (RD 1029/2022) el límite de dosis efectiva para trabajadores expuestos es de 20 mSv por año oficial.

En un escenario conservador, donde el trabajador se situaría en la posición más desfavorable (44microSievert/h) durante todo el procedimiento (1h) y teniendo en cuenta las 20 exploraciones que se han realizado en la práctica clínica en 2024, la dosis anual recibida sería de 0.88mSv.

CONCLUSIÓN

Desde el punto de vista de protección radiológica, la radiación emitida por el equipo Technegas Plus es casi despreciable debido, entre otras cosas, a su diseño y blindaje. Aun así, es vital recordar los criterios a seguir en radioprotección: distancia, tiempo y blindaje para asegurar una práctica clínica segura.

APLICACIÓN DE MANIQUÍES EN EL CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE MEDICINA NUCLEAR: PERSPECTIVA DE TÉCNICOS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Bosch Mellinas, T. (1); Ortega Zamora, J. (2); Viñé Garcia, D. (2); Andres Rodriguez, C. (2); Pena Vaquero, S. (2); Villar Vázquez, C. (2); Perez Gomez, F. (2); Sanchez Perez, M. (2); Montoya Armisen, P. (2); Ruiz Aznar, M. (2); Viloria Calle, A. (2)
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid; (2) HCUV

OBJETIVOS

Tras la actualización del Reglamento de Instalaciones nucleares y radiactivas del año 2024 (RD 1217/2024), los técnicos expertos en protección radiológica están habilitados para la manipulación de radionucleidos no encapsulados para el control de calidad y pruebas de hermeticidad en instalaciones radiactivas médicas.

El objetivo de este trabajo es presentar la experiencia de los técnicos superiores del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica en la preparación y utilización de maniquíes para control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear (MN).

MATERIAL Y MÉTODO

En nuestro centro se realizan controles de calidad periódicos del equipamiento de MN establecidos en el Protocolo Nacional. Esto incluye la preparación de diversos maniquíes (cápsulas de Petri, maniquí Jazszack, esferas rellenables, maniquí de Adams...) con la consecuente manipulación de radionucleidos no encapsulados que son, principalmente, 99mTc y 18F.

RESULTADOS

La familiarización y la experiencia de los técnicos superiores en imagen para el diagnóstico y MN, con las rutinas de trabajo diarias y la protección radiológica aplicada al ámbito de la MN, proporciona conocimientos suficientes para la obtención del título de técnico experto en protección radiológica.

Este título permite el manejo de los maniquíes empleados periódicamente en las diferentes pruebas que se efectúan, tanto para los equipos de imagen (gammacámaras tomográficas, equipos de tomografía por emisión de positrones y gammacámaras portátiles) como para otro equipamiento asociado (activímetros, sondas de captación...).

CONCLUSIÓN

Debido al nuevo Reglamento de instalaciones nucleares y radiactivas, los técnicos superiores de los servicios de Radiofísica y Protección Radiológica, pueden manipular materiales radiactivos y manejar los diferentes equipos para realizar actividades de control de calidad y pruebas de hermeticidad en las instalaciones radiactivas médicas.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: OTROS

EVALUACIÓN DE SOFTWARE DE CONTORNEO AUTOMÁTICO

Moral Sánchez, V. (1); Obesso De Diego, A. (2); Botella Faus, P. (2); Chamorro Serrano, P. (2); Simón De Blas, R. (2); Roch González, M. (2); Paradela Diaz, G. (2); Bergado Barreta, M. (3); Gallego Molina, C. (2); Castro Tejero, P. (2)
(1) Hospital San Rafael; (2) Hospital Universitario de la Princesa; (3) Hospital Universitario La Luz

INTRODUCCIÓN

La inminente llegada de sistemas de inteligencia artificial a los servicios de Oncología Radioterápica hace necesaria la creación de pruebas multidisciplinales para su comisionado. En este trabajo se ha evaluado el módulo de contorneo automático del software Therapanacea. Para ello, se ha revisado el posible cambio en flujo de trabajo, la conectividad entre dispositivos y se ha realizado una comparación entre el contorneo automático y el contorneo manual.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se han evaluado las estructuras de 10 pacientes de cada una de las siguientes patologías: ginecológicas, mamas, otorrinas, próstatas, rectos, SBRT de páncreas, pulmones y radiocirugías. Para ello, se exportan las imágenes tomadas en un TC Toshiba Aquilion

LD desde la red Aria al software Therapanacea para posteriormente importarlas de nuevo a Aria. Las estructuras generadas por el software se evalúan por oncólogos, radiofísicos y técnicos.

RESULTADOS

El tiempo aproximado que se tarda en la importación y exportación del paciente entre softwares es de menos de 5 minutos. Posteriormente las estructuras deben ser revisadas por un técnico. El tiempo necesario para esta revisión es de 5 a 60 minutos dependiendo de la zona a tratar.

Se han observado las siguientes diferencias con respecto al contorneo manual: Los nombres de las estructuras cambian; El software contornea un mayor número de estructuras (como los grandes vasos que se dividen en aorta, vena cava...); Faltan estructuras de nuestro interés (las retinas, la piel o los genitales); Y hay estructuras que generalmente contornea incorrectamente (el intestino o el recto).

DISCUSIÓN

En el caso de que finalmente el software Therapanacea fuera incluido dentro del flujo de trabajo de nuestro centro, se conseguiría una disminución considerable del tiempo para el contorneo, sin embargo, seguiría siendo imprescindible la revisión inicial por parte del técnico especialista en radioterapia y posteriormente por el oncólogo. Se deberían equiparar los nombres con los de nuestras plantillas actuales. Y por último se debería de valorar, por parte los oncólogos radioterapeutas, si incluir nuevas de las estructuras creadas por Therapanacea dentro de las metas clínicas habituales.

CONCLUSIÓN

El contorneo automático permite disminuir el tiempo de la preparación del tratamiento y permite tener en cuenta nuevas estructuras en las dosimetrías. Sin embargo, es necesario realizar una revisión de las estructuras por parte del técnico y del oncólogo radioterapeuta.

REFERENCIAS

Vandewinckele, L., Claessens, M., Dinkla, A., Brouwer, C., Crijns, W., Verellen, D., & van Elmpt, W. (2020). Overview of artificial intelligence-based applications in radiotherapy: Recommendations for implementation and quality assurance. Radiotherapy and Oncology, 153, 55-66.

Kortesniemi, M., Tsapaki, V., Trianni, A., Russo, P., Maas, A., Källman, H. E., ... & Damilakis, J. (2018). The European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP) White Paper: Big data and deep learning in medical imaging and in relation to medical physics profession. Physica Medica, 56, 90-93.

ESTUDIO COMPARATIVO DE DOSIMETRÍA BIOLÓGICA Y DOSIMETRÍA FÍSICA EN PACIENTES TRATADOS CON DOSIS TERAPÉUTICAS DE I-131

Fernández Martín, C. (1); González Ruiz, C. (2); Morcillo García, A. B. (2); Moreno Domene, M. (2); Orcajo Rincón, J. (2); Prieto Rodríguez, M. J. (2); Reguera Berenguer, L. (2); Sierra Díaz, F. (2); Soza Marañón, Á. (2)
(1) Instituto de Investigación Sanitaria Gregorio Marañón; (2) HGU Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

La prescripción de I-131 a pacientes de CDT se planifica típicamente de forma empírica. La implementación de medidas de radioprotección y dosimetría individual está recomendada, aunque esto último no se suele realizar en gran medida por falta de un procedimiento estandarizado. En este contexto, Ruiz M et al. proponen uno basado en medidas de tasa de dosis externas que consiste en modelar un comportamiento biexponencial con dos constantes efectivas de desintegración. Por otro lado, el componente gamma del I-131 se puede estimar mediante dosimetría biológica, con técnicas como el ensayo de cromosomas dicéntricos: estas aberraciones muestran una baja frecuencia en la población no expuesta a radiaciones ionizantes y no están influenciados por factores como la edad o el sexo del individuo. Este estudio trata de comparar los resultados y encontrar una posible correlación entre ambos métodos.

MÉTODOS

Se toman 2 muestras de sangre periférica para el ensayo de cromosomas dicéntricos: el día del ingreso, y 7 días después. El número de dicéntricos antes del tratamiento se resta del obtenido 7 días después para obtener la frecuencia de dicéntricos correspondientes al tratamiento y realizar la estimación de la dosis. Un primer estudio incluyó 61 pacientes y un segundo 14, en el cual se toman medidas externas. Siguiendo una geometría reproducible, las medidas se toman a las 1, 24, 48 y 96 horas aproximadamente tras la administración.

RESULTADOS

La muestra inicial mostró un aumento de dicéntricos tras el tratamiento. La actividad media fue de 4.32 ± 0.879 GBq y la dosis absorbida fue de 0.28 Gy (0.25–0.30 95% CI). La dosis absorbida mediante dosimetría biológica del siguiente grupo muestral fue de 0.29 Gy (0.233-0.36 95% CI) y la dosis mediante medidas físicas reconstruida fue de 0.17 Gy (0.135-0.212 95% CI).

DISCUSIÓN

Se encontraron diferencias significativas en la frecuencia de dicéntricos antes y después del tratamiento (Shapiro-Wilk W = 0.933, p = 0.008). Se observó una tendencia al aumento de los efectos genotóxicos con una mayor actividad de I-131, aunque la correlación es débil.

El tamaño de la muestra para cada actividad administrada de I-131 en el primer estudio no fue equitativa. Para atender esta limitación y explorar la posibilidad de correlación con medidas de tasa de dosis externas se centró el segundo estudio en la dosis de 3.7 GBq.

Se ha observado cierta disparidad en las estimaciones de dosis obtenidas por dosimetría biológica que son más elevadas que las proporcionadas mediante medidas físicas. El estudio continúa para ampliar la muestra y encontrar una correlación entre ambos métodos.

CONCLUSIONES

El estudio continúa para establecer una correlación entre los dos métodos de estimación de dosis. La inclusión de datos biodosimétricos en la Historia Clínica de los pacientes se traduce en un informe dosimétrico más detallado. Con esta información, se puede adoptar un enfoque más específico para el paciente. La administración personalizada sería especialmente importante en el caso de retratamientos.

IMPLANTES COCLEARES Y COMPATIBILIDAD EN RESONANCIA MAGNÉTICA

Pastor Pastor, N. P. (1); Chillerón Sánchez, J. R. (1); Serrano Juárez, A. (1); Salvador Montaño, M. A. (1); Chover Díaz, B. (1); Núñez Hernández, A. (1); Bosò Martínez, C. (1); Dacosta Villar, L. (1); Marin Ciocan, A. C. (1); Brualla Gonzalez, L. (1)
(1) Grupo Biomédico Ascires

INTRODUCCIÓN

Algunos pacientes sometidos a resonancia magnética (RM) poseen implantes metálicos que suponen un desafío para la seguridad del paciente ya que poseen componentes que pueden desplazarse o calentarse durante la exploración, pudiendo producir dolor, desmagnetización o incluso explantación del dispositivo.

Uno de los casos más extendidos y complicados por su variabilidad son los implantes cocleares. En este caso, las casas comerciales disponen de guías y manuales con información a tener en cuenta a la hora de realizar una RM a un paciente con dichos dispositivos.

El objetivo del trabajo es elaborar una guía de consulta rápida donde se unifiquen las necesidades trasladadas por las diferentes casas comerciales para que ésta esté a disposición del personal implicado en el proceso diagnóstico.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han estudiado 40 modelos diferentes de implantes cocleares pertenecientes a diferentes casas comerciales (Advanced Bionics, Cochlear, Medel, Oticon) y analizado los siguientes parámetros de compatibilidad de cada uno:

- Intensidad del campo magnético
- Tiempo de espera tras la implantación del dispositivo
- Necesidad de explantación quirúrgica

- Necesidad de KIT IRM/vendaje especial

Para la elaboración de la tabla guía se han consultado los manuales disponibles de cada modelo y contactado de forma directa con el personal experto de la casa comercial, discutiendo los resultados con especialistas en radiología y física médica.

RESULTADOS

A continuación, se muestra la tabla-resumen (Imagen 1) de los resultados obtenidos:

CASA COMERCIAL	NOMBRE DEL DISPOSITIVO	COMPATIBILIDAD RM				TIEMPO TRAS INTERVENCIÓN
		1,5T	3T	KIT RM	VENDAJE	
Advanced Bionics	HiRes Ultra (CI-1600)	✓	NECESARIO EXTRAER IMÁN	✓	✓	2-4 SEMANAS
	HiRes 90K (CI-1400) HiRes 90K Advantage (CI-1500)		✗			
	HiRes Ultra 3D (CI-1601)	✓	✓	✗	✗	
	Clarion 1.0, Clarion 1.2, Clarion CII	✗				
Cochlear	Carina					1 MES
	CI22M					
	Nucleus CI612, CI622, CI624 Y CI632	✓	✓	✗	✗	
	Nucleus 24M	✓	NECESARIO EXTRAER EL IMÁN QUIRÚRGICAMENTE	✓	✓	
	Nucleus CI512, CI522, CI532					
	ABI541, ABI24M					
	Nucleus CI24REH, CI24RE (CA), CI24RE (ST)					
	Nucleus CI24R(CA), CI24R(CS), CI24R(ST), CI24R (M)					
	Nucleus CI422					
	Baha Attract	✓	✗	✗	✗	
	Osia (Osi200)	✓	✗	✓	✓	
	Osia (Osi100)					
Medel	Synchrony (Mi1200)	✓	✗	✗	✗	NO NECESARIA ESPERA
	Synchrony ST (Mi1210)					
	Synchrony 2 (Mi1250)					
	Sonata 2 (Mi1260)					
	Synchrony ABI (Mi1200)	✓	✗	✗	✗	
	Concerto (Mi1000)	✓	✗	✗	✓	
	Concerto 2 ((Mi1050)					
	Sonata (Ti100)					
Oticon	ZTI- CLA (M80184)	✓	CUANDO ESTÉ PRESENTE EL SÍMBOLO 3T✓	✗	✓	6 MESES
	ZTI- EVO (M80185)					
*Si tras la RM el paciente siente dolor, no debe ponerse el procesador y debe acudir a su especialista						

Imagen 1. Tabla guía implantes cocleares

DISCUSIÓN

Más del 80% de los modelos estudiados son compatibles con resonancias de 1.5T. Sin embargo, únicamente el 12% lo es en 3T.

En algunos casos es necesario la extracción quirúrgica del imán para poder someterse a dicho examen. Esta opción contribuye a reducir el artefacto que causa dicho implante en las resonancias cerebrales evitando la pérdida de información diagnóstica, pero obliga al paciente a entrar en quirófano en dos ocasiones (explantación y reimplantación).

Por otro lado, en casi la mitad de los casos existe la opción de emplear un Kit IRM, mucho menos invasivo que generalmente compuesto por una tablilla de plástico plana o cubierta de la bobina, una venda compresiva, esparadrapo y las instrucciones de cómo hacer uso del mismo. Los Kits de RM son de un solo uso.

Por último, únicamente en los modelos de Medel estudiados se puede realizar una RM inmediatamente después de la intervención. En el resto de los casos se ha de esperar un mínimo de tiempo para hacer el examen con seguridad.

CONCLUSIONES

La disposición en la práctica clínica de una tabla como la mostrada anteriormente disminuye la probabilidad de complicaciones como: dolor, chasquidos y/o pitidos tras la prueba, desmagnetización del imán, calentamiento, torsión y/o explantación...

Para poder llevar a cabo una práctica clínica segura son necesarios los datos completos de los implantes, por ello, es crucial que el paciente conozca la marca, modelo, lote, número de serie y fecha de implantación del dispositivo que porta y muchas veces nos encontramos que esta información es deficitaria.

CONTROL DE CALIDAD SEMANAL EN SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA (ZAP-X)

Trinidad Mora, M. L. (1); Pascual Martin, E. (2); Aguilar Redondo, B. (2)

(1) Instituto de Radiocirugía Avanzada y Hospital Universitario La Paz; (2) Instituto de Radiocirugía Avanzada

Leonora Trinidad[1], Enrique Pascual[1], Borja Aguilar[1, 2], Morena Sallabanda[1], Vânia Dias[2].

[1] IRCA, Hospital Viamed Santa Elena, Madrid; [2] Mercurius Health

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es comprobar la seguridad y precisión del Equipo de Radiocirugía Giroscópica (ZAP- X) realizando una serie de controles semanales incluido el sistema de Tracking con maniquí.

MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo de Radiocirugía Giroscópico es un acelerador autoblindado que no requiere estar integrado dentro de un búnker. Para las pruebas de control de calidad semanales se emplea el propio equipo, y en concreto para la prueba de Sistema de Tracking, también el Maniquí StereoPHAN y el maniquí Multimets.

Las diferentes pruebas semanales, se pueden clasificar en:

- Pruebas de seguridad: Se comprueba el desbloqueo manual de la Puerta del equipo y el Shell (cubierta giratoria), y el funcionamiento de componentes que inhiben la radiación. Para inhibir la radiación se pone a prueba la llave de la consola y los 5 botones E-STOP (setas de emergencia). Las setas de emergencia se encuentran en la consola, el pendant (mando remoto), lado izquierdo y derecho del equipo y parte posterior del equipo.
- Pruebas de calidad de imagen: En la prueba de Selfcheck, se realiza QA KV y QA MV donde se obtienen imágenes que se comparan con sus correspondientes imágenes de referencia. Como indicador de funcionalidad, mediante una serie de algoritmos, se comprueba si las imágenes están dentro de tolerancia.
- Pruebas de mesa, que junto con pruebas de calidad de imagen, tenemos el sistema de Tracking. El maniquí Multimets tiene en su interior marcadores radioopacos. Se hará la prueba con 4 isocentros donde se obtendrán 4 imágenes de MV para cada isocentro a la vez que se hacen pruebas de seguridad de la mesa. Como indicador, también se comprueba que las imágenes estén dentro de tolerancia.

RESULTADOS

Todas las pruebas se analizan desde un punto de vista funcional, siendo por tanto el resultado, funcional o no para su actividad.

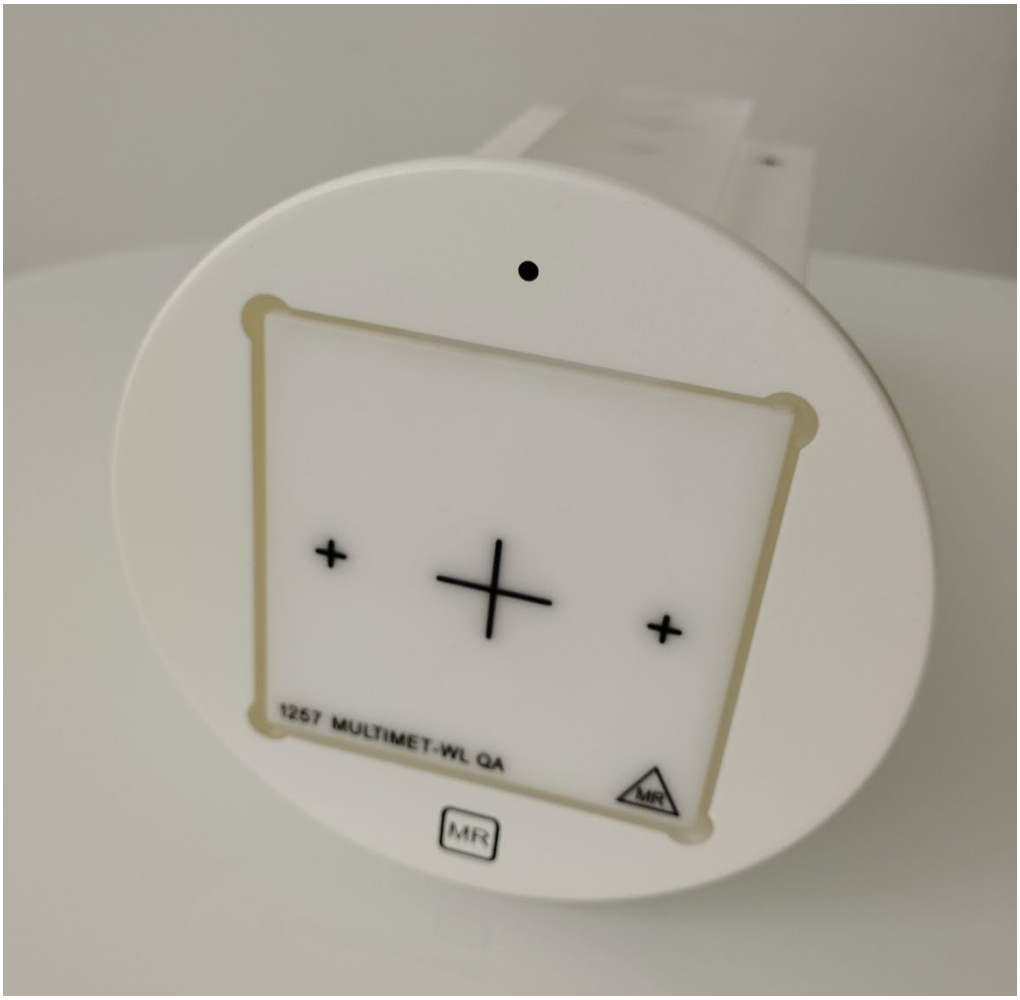


FIGURA 1. Maniquí Multimets.

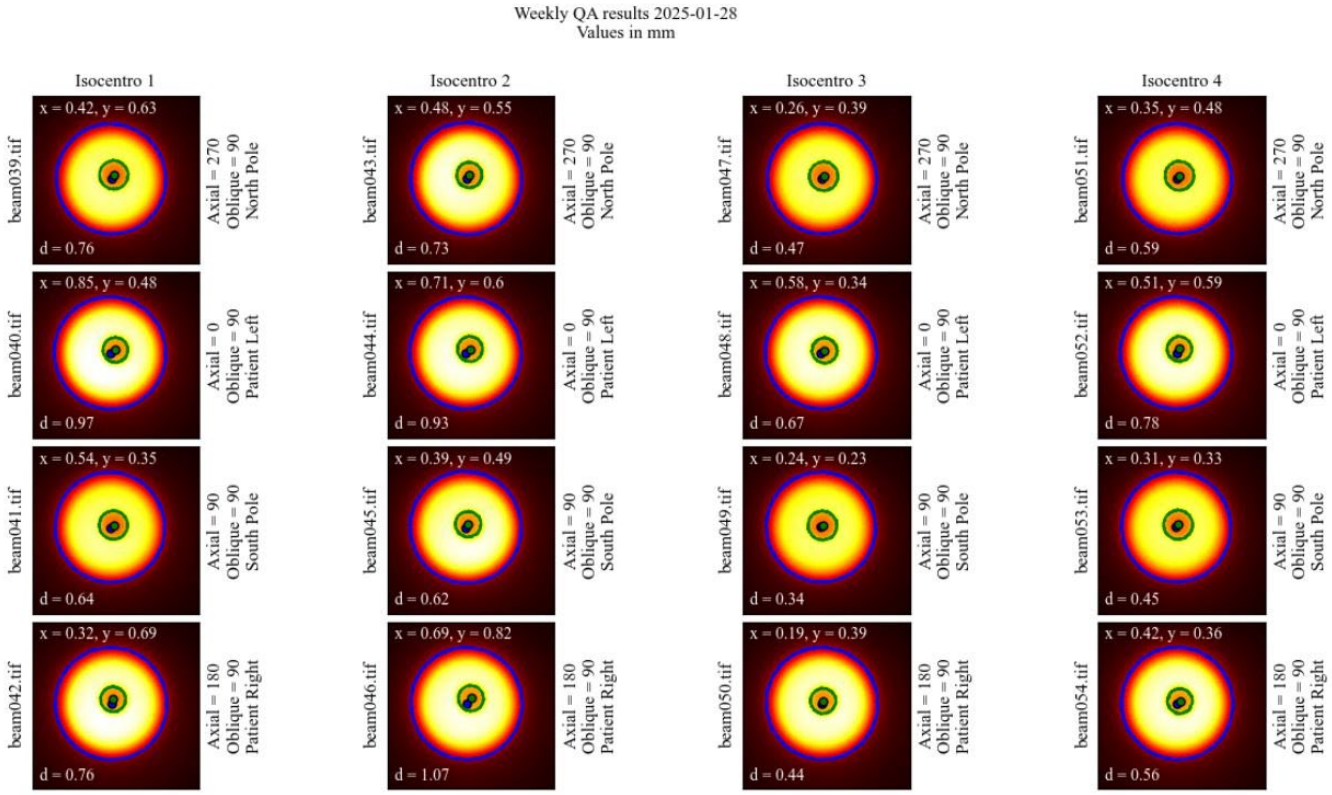


FIGURA 2. Resultado test.

Durante el transcurso de 6 meses, se han analizado 26 test de Winston-Lutz. La desviación máxima entre el isocentro del marcador radioopaco y el isocentro del haz (mm) en valor absoluto ha sido de:

0.35/0.90 (patient left x)
0.04/0.70 (patient left y)
-0.19/0.38 (antero-posterior x)
0.34/0.84 (antero-posterior y)
0.04/0.71 (patient right x)
0.24/0.82 (patient right y)
0.37/0.87 (postero-anterior x)
- 0.32/0.11 (postero-anterior y).

CONCLUSIONES

En el tiempo que lleva operativo en el Instituto de Radiocirugía Avanzada, no se ha visto comprometida la seguridad del paciente ni del trabajador por fallo de ninguno de los mecanismos funcionales del acelerador.

OPTIMIZACIÓN DE LA COLOCACIÓN DEL PACIENTE CON AYUDA DEL "SEND TO COUCH" DE VISIONRT

Fustes Sanjuán, M. M. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Forner Forner, Á. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Solís Preciado, N. (1); García De Acilu Laa, M. P. (1); Pardo Pérez, E. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Núñez Muñoz, J. (1); Rahmouni Alami Afazaz, S. (1); Chapel Gómez, M. L. (1)
(1) Hospital Universitario de Toledo

INTRODUCCIÓN

La radioterapia guiada por superficie (SGRT) ha irrumpido en los últimos tiempos para ayudar y mejorar la precisión del tratamiento al permitir un posicionamiento del paciente más exacto y mayor control intrafracción, permitiendo cortar el haz automáticamente en caso de que el paciente se mueva y se salga de tolerancias.

Mientras que los tatuajes y alineaciones tradicionales dependen de referencias superficiales y ajustes manuales, la SGRT, utilizando VisionRT en este caso, permite un posicionamiento más preciso mejorando los tiempos, la comodidad del paciente y reduciendo las correcciones realizadas con CBCT.

VisionRT cuenta con una funcionalidad llamada Send to Couch, que automatiza y optimiza el posicionamiento del paciente. Utilizando tres cámaras, se captura la superficie del paciente en tiempo real, se compara con el contorno de planificación del paciente y se calculan los desplazamientos de camilla necesarios para minimizar la diferencia entre ambas superficies. Estos desplazamientos (traslaciones únicamente para este trabajo) se envían a la mesa de tratamiento y, antes de realizar el CBCT de comprobación, el paciente está en una posición más adecuada y más cercana a la planificada.

Se ha comparado los desplazamientos que se obtienen tras el registro del CBCT en pacientes que se han colocado según el método tradicional y en pacientes en los que se ha aplicado la funcionalidad de Send to Couch. El objetivo es conocer si la tecnología de SGRT es útil a la hora de colocar el paciente en todas las patologías.

MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro centro contamos con aceleradores TrueBeam de Varian y un sistema de guiado por superficie VisionRT con funcionalidad de Send to Couch.

Se han recopilado datos de desplazamientos de ajustes de CBCT en pacientes de diversas patologías: próstata, mamas, pulmón, SBRT de pulmón y extremidades. Para cada patología se han seleccionado 10 pacientes con posicionamiento tradicional y 10 con Send to couch. Para cada paciente se han seleccionado al azar 4 días (excluyendo el inicio).

RESULTADOS

En la tabla vemos los desplazamientos, en cm, en cada una de las seis dimensiones que permite corregir el CBCT. En los casos sin uso de Send to Couch o con el uso del mismo (en traslaciones).

	Prostata		Mama		Extremidades		Pulmon		SBRT Pulmon	
	Sin	Con	Sin	Con	Sin	Con	Sin	Con	Sin	Con
VRT	0,32	0,31	0,45	0,19	0,28	0,14	0,72	0,34	0,52	0,18
LNG	0,21	0,26	0,28	0,10	0,23	0,18	0,29	0,22	0,50	0,12
LAT	0,33	0,24	0,30	0,12	0,29	0,21	0,78	0,24	0,23	0,09
PITCH	1,06	1,33	0,86	0,76	0,95	0,74	1,10	1,07	0,89	0,74
ROLL	0,78	0,78	0,37	0,50	0,68	0,72	0,88	0,71	0,91	0,57
RTN	0,57	0,39	0,79	0,90	0,79	0,42	0,71	0,85	0,60	0,69

DISCUSIÓN

Se puede observar una mejora sustancial en casi todas las patologías. En aquéllas que tienen una correlación mayor con la superficie del paciente (mamas y extremidades) se consigue reducir los desplazamientos de traslaciones del CBCT en torno al 50%. En pulmón y SBRT de pulmón también se reducen dichos desplazamientos notablemente. En el único caso en el que

el sistema Send to Couch no parece aportar una mejoría es en las próstatas, cosa que tiene sentido, ya que dicha patología no tiene una correlación muy directa con la superficie del paciente.

CONCLUSIONES

Viendo que la colocación por superficie del paciente hace que se adecúe mejor a la posición idónea de tratamiento en la mayoría de los casos, se puede estudiar en un futuro la necesidad de hacer tatuajes, utilizando simplemente el sistema de guiado por superficie para la colocación del paciente.

COMPARACIÓN ENTRE EL MÉTODO DE VERIFICACIÓN ARCCHECK Y EL MÉTODO DE VERIFICACIÓN PORTAL PARA DOSIMETRÍAS DE ORL Y PRÓSTATA

Bergado Larreta, M. (1); Moral Sánchez, V. (2); Botella Faus, P. (3); Paradela Diaz, G. (3); Obesso De Diego, A. (3); Simón De Blas, R. (3); Roch González, M. (3); Castro Tejero, P. (3); Chamorro Serrano, P. (3)

(1) Hospital Universitario La Luz; (2) Hospital Universitario San Rafael; (3) H. U. de La Princesa

INTRODUCCIÓN

Existen varios métodos de verificación de tratamientos de pacientes tanto con maniquí o sin maniquí. La elección del método de verificación de la dosimetría dependerá de la localización de la lesión, de la dificultad del tratamiento y del tiempo que se dispone en máquina.

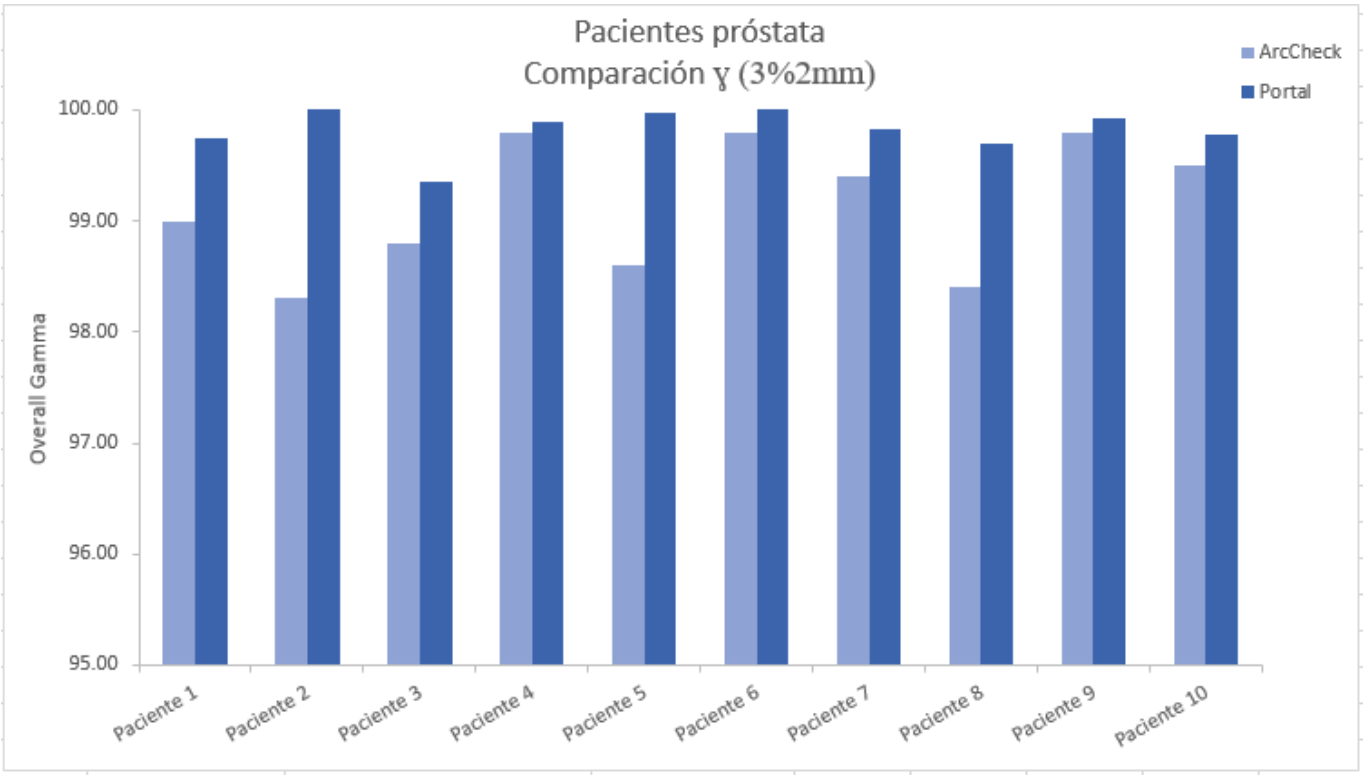
El objetivo es comparar dos sistemas de verificación distintos en pacientes de ORL y próstata, mediante el test gamma, y valorar qué método es el más eficaz para cada localización.

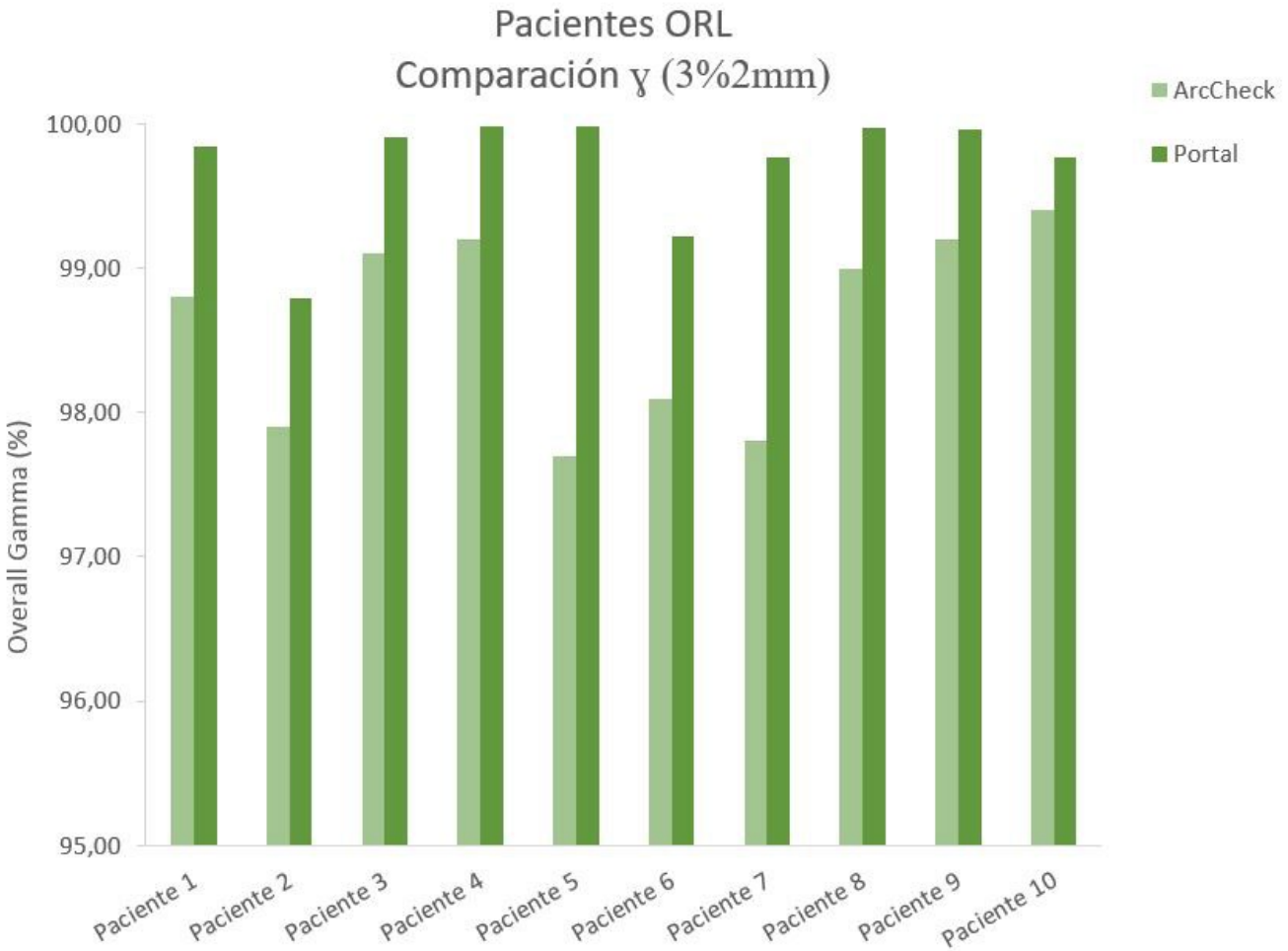
MATERIALES Y MÉTODOS

Se medirán 10 tratamientos de lesiones de ORL y próstata en el Acelerador TrueBeam 120MLC de Varian con ambos métodos de verificación. Para ello se utiliza el maniquí ArcCheck de PTW y el sistema sin maniquí utilizando el portal en el que analizaremos la medida desde la plataforma de SunCheck. Para ver las diferencias entre las dos verificaciones se comparará los resultados del test gamma (3%/2mm) y se calculará el error relativo de las medidas.

RESULTADOS

En la gráfica 1 y la gráfica 2 se presentan los resultados obtenidos para cada patología.


Pacientes próstata
Comparación γ (3%2mm)
ArcCheck
Portal
Overall Gamma
100.00
99.00
98.00
97.00
96.00
95.00
Paciente 1
Paciente 2
Paciente 3
Paciente 4
Paciente 5
Paciente 6
Paciente 7
Paciente 8
Paciente 9
Paciente 10


Pacientes ORL
Comparación γ (3%2mm)
ArcCheck
Portal
Overall Gamma (%)
100,00
99,00
98,00
97,00
96,00
95,00
Paciente 1
Paciente 2
Paciente 3
Paciente 4
Paciente 5
Paciente 6
Paciente 7
Paciente 8
Paciente 9
Paciente 10

DISCUSIÓN

Todos los pacientes medidos con los dos sistemas de verificación se encuentran dentro de tolerancias según las recomendaciones del Task Group nº 218 de la AAPM (1). En los pacientes de ORL no se observan diferencias mayores del 2,33% entre la medida con el ArcCheck y la medida con el portal siendo la mínima diferencia 0,37%. En los pacientes de próstata no se observan diferencias mayores del 1,73% entre la medida con el ArcCheck y la medida con el portal siendo la mínima diferencia 0,2%. En todos los pacientes se observa un test gamma menor para las medidas con el sistema del ArcCheck el portal ya que el ArcCheck tiene mayor resolución.

Se observa, para todos los pacientes analizados, un test gamma menor para las medidas realizadas con el ArcCheck que con el sistema de verificación portal.

CONCLUSIÓN

Ambos sistemas analizados en pacientes de ORL y próstata son capaces de llevar a cabo un control de calidad del tratamiento preciso.

El gamma de la verificación portal es superior al de la verificación con el ArcCheck debido a que este tiene una mayor resolución. También hay que tener en cuenta que la colocación del ArcCheck depende del factor humano, y por tanto puede dar lugar a incertidumbres.

Para planes más complejos y con mayor modulación de láminas se prefiere el sistema de verificación con el maniquí ArcCheck pero si no se dispone de tiempo en máquina se valoraría medirlo con el portal.

En general, los tratamientos de ORL, al tener mayor número de órganos de riesgo y al ser planes más complejos, se verificarán con el ArcCheck. En cambio, el portal es el método más eficaz para los tratamientos de lesiones de próstata, ya que son planes menos complejos y con menos órganos de riesgo.

REFERENCIAS

MIFTEN, Moyed, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. Medical physics, 2018, vol. 45, no 4, p. e53-e83.

IDENTIFY COMO SISTEMA SGRT EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE

López Ruiz, R. (1); San José García, D. (1); Sánchez Rodríguez, A. (1); Martín Fernández, P. (1); Moreno Gutiérrez, C. (1); Aponte Cabrera, I. (1)
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

INTRODUCCIÓN

Descripción del funcionamiento del Sistema de Radioterapia guiada por superficie (identify) de la marca Varian Medical Systems.

MATERIAL Y MÉTODOS

El Sistema Identify esta compuesto, de 3 series de cámaras que enfocan al paciente en todo momento. Las cámaras presentan tecnología “TOF” (time of flight) o camara de vuelo, que cuenta con un sensor que emite haces de luz infrarroja para medir la profundidad, creando así una superficie del paciente.

Un terminal móvil, el cual nos permite controlar las distintas funciones del sistema.

Un ordenador con dos pantallas, una en la sala de tratamiento y otra en la sala de control.

El sistema identify se encuentra instalado en el tac de simulación (philips big bore) y en el acelerador lineal edge (varian medical systems).

Previamente al inicio de tratamiento, la superficie que se registro en simulación se debe exportar a la base de datos del identify.

En el inicio del tratamiento se posiciona al paciente en la mesa de tratamiento, con el terminal móvil se elige la superficie correspondiente, (si tiene control respiratorio o no), y se centra al paciente según la superficie seleccionada anteriormente.

El Identify monitoriza en tiempo real los movimientos del paciente, e indica la correcta colocación del mismo.

Una vez realizado la imagen de control de la colocación del paciente, y tras haber realizado las correciones, se registra una nueva superficie, esta nueva superficie es la que va a ser monitorizada por el sistema identify, durante toda la sesión.

Identify controla en todo momentos los movimientos del paciente, siempre dentro de unos rangos de tolerancia. En el caso que se superen, el haz de tratamiento se paralizará, al estar integrado con el acelerador.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

- Mayor precisión y reproducibilidad en la colocación del paciente.
- Reducción del tiempo de posicionamiento, tras la curva de aprendizaje.
- Mayor control del posicionamiento intrafracción.

CONCLUSIONES

Con los sistemas de radioterapia guiada por superficie, como identify, se consigue mayor seguridad y calidad en el tratamiento, por los resultados vistos previamente.

DIFERENCIA DE PRECISIÓN EN LA COLOCACIÓN DE PACIENTES DE MAMA DE FORMA TRADICIONAL Y CON UN SISTEMA DE SGRT

Segura Arribas, S. (1); Polo Cezón, R. (1); García Rescalvo, A. (1); Medina Céspedes, M. D. (1); Bayón Llera, J. (1); Eugui Martínez, R. (1); Ortiz López, R. (1)
(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

OBJETIVOS Y PROPÓSITOS

El objetivo de este estudio es comparar las diferencias en la colocación de pacientes de mama con el sistema AlingRT de VisionRT de SGRT (Radioterapia Guidad por superficie) con el sistema tradicional de tatuajes y movimiento automático de mesa al isocentro.

El sistema de SGRT facilita y acelera el proceso de colocación de pacientes en el isocentro. Para posicionar a la pacientes se utiliza tanto un ROI (región de interés de la mama en cuestión) como una imagen del contorno (video postural) siguiendo los desplazamientos que indica el sistema.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se estudia el posicionamiento de 30 pacientes, 15 con sistema SGRT y 15 con el método clásico. Se anotan los desplazamientos, que indica el sistema, tras el registro (fusión) con el TC de simulación con los dos procedimientos. Estos desplazamientos se presentan en valor absoluto en cada sesión en los tres ejes de coordenadas (Vertical, Lateral y longitudinal).

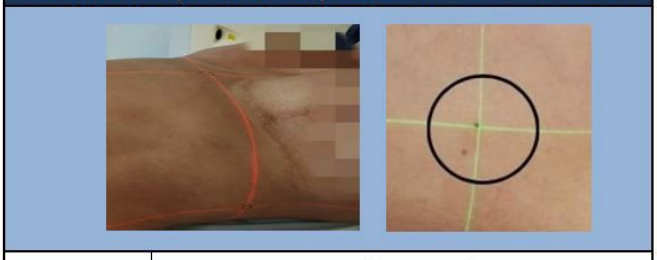
Para cada una de las pacientes se promedian los desplazamientos en las cinco primeras sesiones.

RESULTADOS

En la Tabla 1 se presentan los resultados del posicionamiento de pacientes sin el sistema de SGRT obteniendo finalmente el promedio total (en centímetros) de las 15 pacientes estudiadas. En la tabla 2 se presentan los resultados para las pacientes posicionadas con el sistema de SGRT.

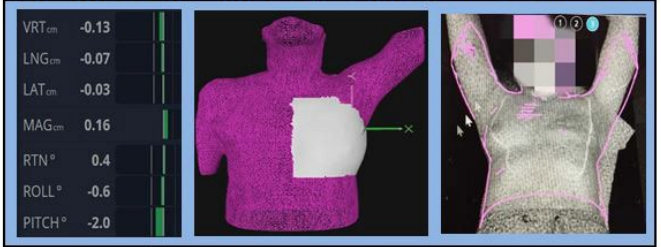
En los tres ejes de coordenadas se observa más precisión en la colocación con el sistema de SGRT. En el eje longitudinal la precisión con el sistema de SGRT es mayor al milímetro y el los otros dos ejes (Vertical y Lateral).

Promedio pacientes posicionados sin SGRT



	Promedio 5 sesiones		
	Longitudinal(cm)	Lateral(cm)	Vertical(cm)
Paciente 1	0,64	0,14	0,38
Paciente 2	0,26	0,44	0,16
Paciente 3	0,4	0,26	0,32
Paciente 4	0,24	0,44	0,58
Paciente 5	0,46	0,38	0,18
Paciente 6	0,2	0,32	0,5
Paciente 7	0,38	0,4	0,42
Paciente 8	0,54	0,16	0,22
Paciente 9	0,54	0,16	0,22
Paciente 10	0,48	0,22	0,16
Paciente 11	0,22	0,18	0,36
Paciente 12	0,42	0,14	0,9
Paciente 13	0,28	0,12	0,2
Paciente 14	0,26	0,34	0,22
Paciente 15	0,24	0,48	0,64
Promedio	**0,37**	**0,28**	**0,36**

Promedio pacientes posicionados con SGRT



	Promedio 5 sesiones		
	Longitudinal(cm)	Lateral(cm)	Vertical(cm)
Paciente 1	0,2	0,24	0,28
Paciente 2	0,66	0,16	0,4
Paciente 3	0,24	0,16	0,4
Paciente 4	0,3	0,2	0,32
Paciente 5	0,28	0,48	0,28
Paciente 6	0,28	0,24	0,4
Paciente 7	0,06	0,36	0,42
Paciente 8	0,26	0,12	0,2
Paciente 9	0,16	0,14	0,34
Paciente 10	0,24	0,18	0,18
Paciente 11	0,38	0,3	0,42
Paciente 12	0,28	0,1	0,26
Paciente 13	0,04	0,18	0,42
Paciente 14	0,1	0,32	0,18
Paciente 15	0,2	0,28	0,22
Promedio	**0,25**	**0,23**	**0,31**

CONCLUSIONES

El sistema de SGRT (combinando región de interés y video postural) es más preciso en la colocación de pacientes que el sistema tradicional. No se trata de una diferencia muy significativa pero si se aprecia en los tres ejes de coordenadas.

En cuanto a la precisión en la colocación, es decir, desplazamientos tras la adquisición del XVI y posterior registro (fusión de imágenes) con el CT de simulación se observa en las pacientes estudiadas una ligera mejoría con SGRT: más de un milímetro de media en la dirección superior, de algo más de medio milímetro en la dirección lateral y en la dirección Anterior prácticamente no existen diferencias.

Tras la implantación de la SGRT se ha notado más rapidez en el posicionamiento de los pacientes y una mejor colocación de los brazos (muy importante en el caso de mamas) esto implica que se han tenido que repetir menos XVI y también que se han tratado más rápido las pacientes.

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

SEGUIMIENTO DE LAS DESVIACIONES INFORMADAS EN CONTROLES DE CALIDAD DE INSTALACIONES DE RADIODIAGNÓSTICO: EXPERIENCIA DE LA UTPR DEL CND

Bosch Morell, A. M. (1); Sánchez Relucio, J. C. (1); Alegre Gómez, A. (1); Baeza Rodríguez, L. (1); Pamos Navas, J. L. (1); Cotanda Ricart, V. (1); Velasco Fernández, C. (1); Vico Escribano, M. A. (1); Solla Bartual, C. (2); Angulo Santos, A. (2); Abad Mocholí, D. (1); Gracia Ochoa, M. (1)

(1) Centro Nacional de Dosimetría; (2) IVO

INTRODUCCIÓN

Los informes periódicos de control de calidad realizados en instalaciones de radiodiagnóstico donde nuestra UTPR presta servicios reflejan las posibles desviaciones detectadas y recomiendan acciones para su corrección. Para una UTPR externa, el seguimiento de estas desviaciones y la confirmación de su subsanación puede resultar un desafío en algunos casos. Este estudio analiza la evolución de las desviaciones detectadas entre 2020 y 2024, evaluando también el impacto de las acciones emprendidas para su resolución. Los datos recopilados permitirán identificar las desviaciones más frecuentes y los factores que influyen en su corrección.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las desviaciones detectadas en los controles de calidad realizados entre 2020 y 2024 fueron clasificadas según tipo de control, tipo de equipo e instalación correspondiente. Se ha analizado la evolución del número de desviaciones respecto al total de equipos revisados anualmente, así como el porcentaje de desviaciones subsanadas.

Durante este periodo, la UTPR incrementó progresivamente los recursos destinados a un plan de avisos y comunicaciones con los responsables de las instalaciones para fomentar la corrección de desviaciones, con tal de superar el desafío de las UTPR externas en conseguir que desde las instalaciones adopten las medidas correctoras necesarias en cada caso.

RESULTADOS

El análisis de los datos muestra una disminución progresiva del número total de desviaciones por equipo. Los equipos sometidos a un mayor número de pruebas presentan más desviaciones, como era previsible (Figura 1).



Figura 1: a la izquierda, ratio de desviaciones de equipos y salas por año, y a la derecha, ratio de desviaciones por tipo de equipo.

La desviación más frecuente corresponde a una mala señalización luminosa de las salas, y la distribución de desviaciones de equipos muestra un mayor número en desviaciones geométricas, del haz y de dosis a pacientes, mientras que las relacionadas con la calidad de imagen o al funcionamiento general del equipo son menos comunes.

Por otro lado, el porcentaje de desviaciones subsanadas aumenta de manera significativa durante el periodo analizado, aunque existe gran heterogeneidad entre las distintas gerencias (FIGURA 2).

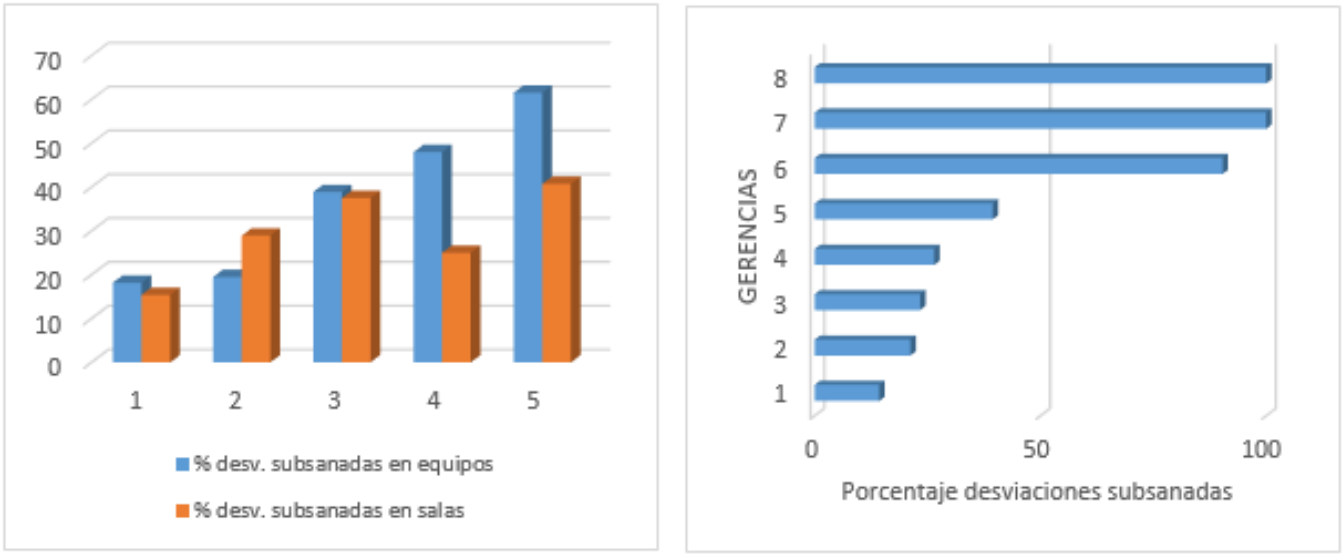


Figura 2: a la izquierda, porcentaje de desviaciones subsanadas de equipos y salas por año, y a la derecha, porcentaje de desviaciones subsanadas por gerencias entre 2020 y 2024.

DISCUSIÓN

La reducción de desviaciones por equipos puede atribuirse a varios factores. El incremento del porcentaje de subsanaciones también ha disminuido el número de desviaciones que se prolongaban durante años. Además, existe una mayor concienciación sobre la importancia de prevenir desviaciones y resolverlas con rapidez. Asimismo, la adquisición de nuevos equipos, con menores tasas de desviaciones, ha contribuido a la mejora de los indicadores.

La estrategia proactiva de avisos y comunicaciones a los responsables de las instalaciones para la subsanación de desviaciones ha resultado ser efectiva, aunque con limitaciones. El análisis de subsanaciones por gerencias pone de manifiesto la dependencia de la implicación de los responsables, lo que sugiere la necesidad de explorar estrategias complementarias que mejoren la eficacia del proceso.

CONCLUSIONES

Entre 2020 y 2024 se ha reducido ligeramente el número de desviaciones por equipos, posiblemente por la renovación de equipamiento de los últimos años. La estrategia comunicativa con las instalaciones ha aumentado el porcentaje de subsanaciones, pero la variabilidad entre gerencias sugiere explorar medidas adicionales.

ÍNDICE DETALLADO

PROGRAMA CIENTÍFICO 35

CURSOS

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RT) GESTIÓN DE LAS REIRRADIACIONES EN RADIOTERAPIA 36
Navarro Ibarra, C.; Hermida, M.v

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (RD) NUEVO PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA DIGITAL 36
Almansa, J.; Merino, J. A.; Hernández, J.

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA (MN) DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS 36
Pablo Mínguez Gabiña, P.; Torres, I.; Reynés Llompart, G.; Montes, A.

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA MONTE CARLO EN APLICACIONES DE INTERÉS EN PR 37
Arce, P.

CURSO FORMACIÓN CONTINUADA EVALUACIÓN DE DOSIS AL MEDIOAMBIENTE 37
Real, A.; Escribano Nieto, A.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT) DOSIMETRÍA EN HACES DE ULTRA ALTA TASA DE DOSIS 37
Gómez, F.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD/RT) APLICACIÓN DE LOS TC DE ENERGÍA DUAL EN RADIOTERAPIA 37
Fernández-Velilla, E.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN) RADIOBIOLOGÍA EN MEDICINA NUCLEAR PARA ENTENDER LAS CORRELACIONES DOSIS ABSORBIDA–EFECTO 37
Guirado Llorente, D.; Torres, I.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA 38
María Amor Duch, M.; Sánchez Casanueva, R. M.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN DOSIMETRÍA DE RADÓN A PARTIR DE LA IMPLANTACIÓN DE LA ICRP 137 38
Vargas, A.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT) RESONANCIA MAGNÉTICA EN RADIOTERAPIA: MR ONLY WORKFLOWS Y CONTROL DE CALIDAD 38
Simancas Ortiz de Zárate, F.; Ferrer, C.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD) CONTROL DE CALIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA ESPECTRAL 38
Garayoa, J.; García Castañón, P.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN) DOSIMETRIA Y PLANIFICACIÓN EN TERAGNOSIS-MEDICINA NUCLEAR 39
Adolfo Gómez–Grande, A.; Morcillo Alonso, M. A.; España, S.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN CALIBRACIÓN Y VERIFICACIÓN DE EQUIPOS EN UN LABORATORIO DE MEDIDAS RADIACTIVAS 40
Guillén Gerada, F. J.; Idoeta Hernandorena, R.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN PRINCIPALES CAMBIOS NORMATIVOS EN PR (RPSRI + RINR) 40
Robles, B.; Muñoz Pelayo, P.

PLENARIA / SEMIPLENARIA

CHARLA PLENARIA IMPACTO DE LA INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN LA PRÁCTICA CLÍNICA 40
Morejudo, J. A.

SEMIPLENARIA ¿CÓMO HA EVOLUCIONADO FUKUSHIMA-DAIICHI EN LOS CATORCE AÑOS TRANSCURRIDOS DESDE EL ACCIDENTE? 40
Cruz Suarez, R.

SEMIPLENARIA PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN DE LA SEFM 40
Hernández, D.; Sáez, J.; Torres, I.; García Ovejero, J.; Jaime Pérez-Alija.; Morán, V.; Panzuela Pérez, S.; Vera-Sánchez, J. A.; Sánchez, D.

SEMIPLENARIA BIOMARCADORES DE SENSIBILIDAD A LA RADIACIÓN PARA PREDECIR RESULTADOS ADVERSOS DEL USO MÉDICO DE LA RADIACIÓN 41
López Riego, M.

SEMIPLENARIA INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN FÍSICA MÉDICA. APLICACIONES EN RT, MN Y RD + NUEVA NORMATIVA EUROPEA SOBRE MEDICAL DEVICES 41
Pérez Campillo, L.; Sechopoulos, I.; Pérez Pelegrí, M.; Velázquez Miranda, S.

CHARLA PLENARIA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA 41
Morán, V.

CHARLA PLENARIA CLAUSURA EXPOSICIÓN A RADIACIÓN CÓSMICA DEL PERSONAL DE TRIPULACIÓN DE AERONAVES 41
Calavia Gimenez, I.

SIMPOSIO

LA OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN MÉDICA PARA LA IMPRESIÓN 3D 42
De la Sierra, L.

SIMPOSIO IMPLEMENTACIÓN DE LOS NUEVOS COEFICIENTES DE DOSIS POR EXPOSICIÓN INTERNA PARA TRABAJADORES EN CASO DE EXPOSICIÓN INTERNA EN EL LUGAR DE TRABAJO QUE ENTRAN EN VIGOR EN ESPAÑA EN 2025 43
López, M. A.; Felez Justes, A.; Ruiz González, J.

SIMPOSIO (RD) TALLER SOBRE SISTEMAS DE GESTIÓN DE DOSIS. CASOS PRÁCTICOS 43
Barceló Pagès, M.; Garcia Riñon, D.

SIMPOSIO LA IA EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA 43
Herrero Pintado, J.; Albiol Colomer, F. J.

SIMPOSIO (RT) USO DE SOLUCIONES DE CLASE PARA LA OPTIMIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN Y LAS VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA 43
Hernández Masgrau, V.; Sáez, J.

SIMPOSIO (RD) APLICACIÓN PRÁCTICA DEL NUEVO PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA EFOMP/AAPM TASK GROUP 282 43
Lamaison Vidarte, M.; Miquélez Alonso, S.

SIMPOSIO EFECTOS NO TÉRMICOS DE LA RADIACIÓN NO IONIZANTE, DIRECTRICES DE ICNIRP 2020 Y PROTECCIÓN FRENTE AL 5G 44
Nájera López, A.; Castaño-Vinyals, G.

SIMPOSIOIMPLEMENTING EFFECTIVE QUALITY ASSURANCE PROTOCOLS IN ONLINE ADAPTIVE RADIOTHERAPY WORKFLOWS 44
Placidi, L.

SIMPOSIO (RT) GESTIÓN DE LAS INTERRUPCIONES DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA 44
De la Vega, J. M.; Pozo Rodríguez, G.

SIMPOSIO (RT): RADIOTERAPIA E INMUNOMODULACIÓN: CÁLCULO DE DOSIS A LA SANGRE CIRCULANTE Y SU IMPACTO EN EL SISTEMA INMUNE 44
Robert, C.; García-Cardosa, M.

SIMPOSIO PR DE LAS PERSONAS Y EL MEDIO AMBIENTE EN CASO DE ACCIDENTE NUCLEAR DE GRAN ESCALA (PUBLICACIÓN 146 DE ICRP) 44
Montero, M.; Ortiz Olmo, A.; García Vegas, C.

SIMPOSIO (RT) ¿ESTA EL CONCEPTO DEL MARGEN DEL PTV OBSOLETO EN LA PLANIFICACIÓN PARA FOTONES Y PROTONES? INTRODUCCIÓN A LA PLANIFICACIÓN PROBABILÍSTICA 45
Perez Moreno, J. M.; Rojo Santiago, J.

DEBATE

DEBATE ¿QUÉ HAREMOS CON TANTOS CENTROS DE PROTONES? 45
Zucca Aparicio, D.; Conde, A. J.

DEBATE (RD/MN) ¿POR QUÉ TANTAS DIFERENCIAS? HOMOGENEIZACIÓN DE LA GESTIÓN DE DOSIS EN RADIODIAGNÓSTICO Y/O MEDICINA NUCLEAR ENTRE CENTROS 45
González López, A. F.; Almansa, J.

MESA REDONDA

MESA REDONDA (MN) DOSIMETRÍA EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS A NIVEL DE VÓXEL ¿ES FIABLE? 45
Reynés Llompart, G.; Morán, V.

MESA REDONDA EL PLAN DE ACCIÓN PARA MEJORAR LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE 46
Medina Gironzini, E.; Pacheco, R.; López, M. A.

MESA REDONDA (RD) ESTADO DE IMPLEMENTACIÓN Y RETOS DE LOS SISTEMAS DE GESTIÓN Y REGISTRO DE INDICADORES DE DOSIS EN EL ÁMBITO DE LA IMAGEN MÉDICA 46
Angulo Pain, E.; Solís Preciado, N.; Miquélez Alonso, S.; Buades Forner, M. J.

MESA REDONDA ASIGNACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES. CIRCULAR CSN 6/23 46
Villanueva, I.; Muñoz; J.; Ordiales Solís, J. M.

MESA REDONDA ESTADO DEL DESARROLLO DEL PLAN NACIONAL CONTRA EL RADÓN, ACCIONES PRIORITARIAS, ACCIONES REALIZADAS? 46
Morant Echevarne, J. J.; García-Talavera San Miguel, M.; García Gómez, M.

MESA REDONDA IMPACTO DE LOS MOLDES IMPRESOS EN 3D EN LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS PARA BRAQUITERAPIA Y EQUIPOS DE IMAGEN DIAGNÓSTICA 46
Ferrando Sánchez; A.; De la Sierra, L.

MESA REDONDA IMPLEMENTACIÓN DEL RD 1029/2022 RPSI Y RD 1217/2024 RINR 47
Simón, I.; Prim, A.; Torres Cabrera, R.

MESA REDONDA NUEVAS RECOMENDACIONES DE ICRP 47
Gallego, E.; Martí, J. M.; López; M. A.

SESIONES TÉCNICAS

ST: VARIAN UNA NUEVA ERA EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE – VARIAN 47
Rodríguez, M.

ST: CANON MEDICAL SYSTEMSAPLICACIÓN DE DEEP LEARNING EN EL ESCANEO, MEJORA DE CALIDAD DE IMAGEN Y APOYO AL DIAGNÓSTICO MÉDICO: INNOVACIONES Y DESAFÍOS 47
López, I.

ST: GE HEALTHCAREPROYECTO CADI SAS. UN MODELO DE COLABORACIÓN PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS CT EN ANDALUCÍA 47
Angulo Pain, E.; Almansa, J.; Rodriguez Castillo, M. F.; Gómez, M.; Ortega, P.; Saez de Montagut, P.

ST: PHILIPS VENTAJAS DE TC CON DETECCIÓN ESPECTRAL EN ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA 48
De Molina, C.

ST: VISION RT INNOVACIONES EN SGRT: IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE DIBH, SGRT EN ACELERADORES DE GANTRY CERRADO Y PRIMEROS RESULTADOS CLÍNICOS DE MAPRT Y DOSERT 48
Santos, C.; Pérez Pavón, J.; Soto Búa, M.

ST: SIEMENS QUÉ NOS TRAE PHOTON COUNTING PARA RADIOTERAPIA 48
De Pinto, A.

PLENARIAS SESIONES TÉCNICOS

PLENARIAS SESIONES TÉCNICOS LA COMBINACIÓN DE PET Y RM 48
Fonseca Siles, Á.

PLENARIAS SESIONES TÉCNICOS APLICACIONES DE IA EN IMAGEN MÉDICA Y SU INTEGRACIÓN EN LA PRÁCTICA CLÍNICA 48
Pérez Pelegrí, M.

SESIONES TÉCNICOS

S. TÉCNICOS AVANCES EN IMÁGENES HÍBRIDAS: APLICACIONES PET-RM EN RADIOTERAPIA 49
Fonseca Siles, A.; Forner Forner, A.

S. TÉCNICOS NUEVOS PARADIGMAS EN RADIOBIOLOGÍA PARA PROTOCOLOS DE HIPOFRACCIONAMIENTO 49
Ribalta, A.

S. TÉCNICOS IMPLEMENTACIÓN DEL NUEVO REAL DECRETO: IMPLICACIONES EN EL DÍA A DÍA 49
Pardo, E.

S. TÉCNICOS PREPARACIÓN Y RESPUESTA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS: QUÉ DEBEMOS SABER 49
García Monedero, A.

S. TÉCNICOS DOSIMETRÍA IN VIVO: NUEVAS FRONTERAS EN LA VERIFICACIÓN DE DOSIS 50
Candon Gonzañez, C. L.

S. TÉCNICOS RADIOMICA. EXTRACCIÓN DE DATOS EN LA ERA DEL DIAGNÓSTICO POR IMAGEN Y LA ONCOLOGÍA PERSONALIZADA 50
Rodríguez, B.; Rodríguez González, B.

S. TÉCNICOS INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN ONCOLOGÍA: TRANSFORMANDO LA RADIOTERAPIA Y LA RADIOLOGÍA 50

S. TÉCNICOS FUNCIONES CLAVE DEL TÉCNICO EN FÍSICA MÉDICA: DESAFÍOS Y OPORTUNIDADES EXTRAÍDAS DEL GRUPO DE TRABAJO 50
Martinez Valdivia, J.; Palazón Cano, I.

S. TÉCNICOS MESA REDONDA. EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DE DISTINTOS SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN EN PROTONTERAPIA 51
Martín Juárez, S.; Perez Moreno, J. M.; Mogollón Pajarón, J. M.

COMUNICACIONES ORALES 52

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

DERIVA TEMPORAL EN LAS MEDIDAS DE LA INTENSIDAD DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA: UN ANÁLISIS MULTICÉNTRICO DE BRAPHYQS 53
Vijande Asenjo, J.; Verhaegen, F.; De Brabandere, M.; Hellebust, T.; Herreros, A.; Johansen, J.; Kirisits, C.; Van Leeuwen, R.; Papagiannis, P.; Rivard, M. J. (10); Siebert, F. (11); Wiersma, J. (12); Carlsson Tedgren, Å. K. (13)

IMPACTO DOSIMÉTRICO DE MODELOS FÍSICOS DE MONTE CARLO EN SIMULACIONES DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA 54
Vijande Asenjo, J.; Mansour, I.; Ndoutoume-Paquet, G.; Watson, P. G.; Seuntjens, J. P.; Ballester, F.; Mainegra-Hing, E.; Thomson, R. M.; Beaulieu, L.; Valdes, C.; Ayala Alvarez, D. (10); Berumen- Murillo, F. (11); Cote, J.

BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA EN EL CÁNCER DE CÉRVIX EN ESTADÍOS TEMPRANOS: UN ESTUDIO MULTICÉNTRICO 55
Lozares Cordero, S.; González Pérez, V.; Pellejero Pellejero, S.; Fuentemilla Urío, N.; Expósito, H.; Gandía Martínez, A.

¿PLANIFICACIÓN INVERSA EN BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX? DOSIMETRÍA Y ROBUSTEZ FRENTE A PLANIFICACIÓN DIRECTA 56
Gañán Mora, A.; Aza Villarrubia, Z.; Bermúdez Luna, R.; De Areba Iglesias, J.; Álvarez Sánchez, V.; Martorell Ruiz, M.; Martínez Barrio, D. F.

CONSIDERACIONES EN LA RECONSTRUCCIÓN DE CATÉTERES DE TITANIO EN RM UTILIZANDO UN POLLO COMO MANIQUÍ 58
Morato Garcia, V. E.; Tornero López, A. M.

DETECTORES DE CARBURO DE SILICIO PARA DOSIMETRÍA EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON FUENTES DE 192IR 60
Rosich Velarde, D.; Arteche, A.; Castelló Mor, N.; Duarte Campderros, J.; Quintana, C.; Vila, I.; Fabregat Borras, R.; Gutiérrez Ruiz, M.; Ruiz Arrebola, S.; Fleta, C.; Guardiola, C.

SERVICIO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE POZO PARA BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA 61
González Castaño, D. M.; González García, E.; Gómez Fernández, N.; López Sánchez, M.; Pérez Fernández, M.

IMPLEMENTACIÓN DE UNA HERRAMIENTA GEANT4 PARA LA REDUCCIÓN DE VARIANZA EN EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO CON UNA FUENTE IR-192 HDR 63
Perales Molina, A.; Liñán Rodriguez, P. M.; Cortés Giraldo, M. A.; Sánchez Jiménez, E.; Torres López, M.; Montes Uruén, A.; Martinez Ortega, J.

CÁLCULO SECUNDARIO UNIFICADO EN BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA CON RU-106 / I-125. 64
Alonso Delgado, I.; Galiano Fernández, P.; Martínez Sánchez, M.; Huertas Martínez, C.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Sánchez López, R.; Gómez Hinojal, L.; Rocha Martín, P.; Aznar Durán, A.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; González Del Portillo, E.; Rodríguez Rodríguez, I.; Asencio Durán, M.; Ferrer Gracia, C.; Sáez Beltrán, M.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE PACIENTES

USO DETECTORES CENTELLO EXRADIN W2 PARA PATIENT- SPECIFIC QUALITY ASSURANCE (PSQA) PARA CAMPOS PEQUEÑOS VMAT 65
Sánchez Rubio, P.; Liñán Rodriguez, P. M.; Montes Uruén, A.; Orive Escalada, J.; Rodríguez Romero, R.; Tubio Rodriguez, C.; Martínez Ortega, J.

¿ES POSIBLE LA REDUCCIÓN DEL MARGEN CON RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE PARA EL CÁNCER RECTAL? 67
Martín Veganzones, M.; Martínez Fernández, M. I.; Lorenzana Moreno, P.; De La Llana Granja, V.; Bragado Álvarez, L.; Fuentemilla Urío, N.; Mañeru Cámara, F.; Astudillo Olalla, R.; Gorrochategui Susperregui, A.; García Iglesias, N.; Lamaison Vidarte, M.; Sola Galarza, A.; Barrado Los Arcos, M.; Flamarique Andueza, S.; Ruiz Martinez De Azagra, U.; Amondarain Elgarresta, L.; Pozo Jimenez, D.; Lopez Garcia, S.; Rico Oses, M.; Villafranca Iturre, E.; Pellejero Pellejero, S.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE LA TBI-VMAT PEDIÁTRICA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON 69
Guardiola-Zaragoza, P.; Navarro-Palomas, P.; Pié-Padró, S.; Micó-Milla, S.; Hermida-López, M.

DOSIMETRÍA IN-VIVO DE TRÁNSITO COMO INDICADOR DE CALIDAD PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA 70
Ansón Marcos, C.; Sindermann I Muñoz, A.; Pérez-Alija Fernández, J.; Gallego Franco, P.; Tejedor Aguilar, N.; Vivancos Bargalló, H.; Ambroa Rey, E. M.; Ruiz Martínez, A.; Barceló Pagès, M.; Riu Molinero, V.; Domínguez Perea, A.; Roda García, J.; Carrasco De Fez, P.; Jornet Sala, N.

SBRT GUIADA POR IMAGEN FUNCIONAL CON INTENSIFICACIÓN DE DOSIS FOCAL PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE PRÓSTATA: PRIMEROS RESULTADOS DOSIMÉTRICOS (ENSAYO CLÍNICO FASE II SAFO, ID CLINICALTRIALS.GOV: NCT05919524) 72
Castro Tejero, P.; Roch González, M.; Büchser, D.; Valverde Pascual, I.; Stoica, A.; Villalba, C.; Nafría, I.; San José, L. A.; Cogorno, L.; Gómez Iturriaga, A.; Zapatero Laborda, A.

DOSIS NEUTRÓNICA RECIBIDA POR PACIENTES PEDIÁTRICOS EN TRATAMIENTOS CRANIOESPINALES EN PROTONTERAPIA. 73
Romero Expósito, M.; Maldonado Pijoan, X. M. P.; Ramos Albiac, M.; Mico Milla, S.; Dasu, A.; Beltran Vilagrasa, M.

COMISIONADO Y EVALUACIÓN DE UN NUEVO ALGORITMO DE MODELADO DE COLIMADOR MULTILÁMINA EN UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE RADIOTERAPIA EXTERNA 74
Benito Bejarano, M. Á.; Sáez Beltrán, F.; Gómez Enríquez, F.; Ramos Carrero, A.; Cordero Gago, I.

ANÁLISIS DE LOS ARCHIVOS LOG DE UN EQUIPO UNITY CON CMM 76
Barbés Fernández, B.; Cuenca Bandín, T.; Yáñez, M.; Burguete Mas, J.

DESARROLLO DE UN MODELO GEOMÉTRICO DE ACELERADORES CON BRAZO EN C PARA PREVENIR COLISIONES ENTRE GANTRY Y CAMILLA. 78
Tenllado Baena, E.; Vicente Bernal, R.; Lorenzo Casas, E.; Escobar Corominas, I.; Fernández Lara, Á. A.; Ramos Pacho, J. A.; Hernández González, D.; Martín Rincón, C.

USO DE BOLUS DE GELATINA COMO PROTECCIONES PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA CON HACES DE ELECTRONES 80
Moran, N. P.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS Y GESTIÓN DEL MOVIMIENTO

PREDICCIÓN DE DISTRIBUCIONES DE DOSIS Y SELECCIÓN DE TÉCNICA EN RADIOTERAPIA DE MAMA USANDO REDES NEURONALES 81
Gallego Franco, P.; Pérez-Alija, J.; Ambroa Rey, E.; Jornet, N.; Ansón, C.; Vivancos, H.; Tejedor, N.; Ruíz, A.; Barceló, M.; Domínguez, A.; Riu, V.; Roda, J.; Carrasco, P.; Balocco, S.; Díaz, O.

AUTOMATIZACIÓN DE LA SELECCIÓN DE TÉCNICAS Y PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA DE MAMA USANDO DEEP LEARNING 83
Gallego Franco, P.; Pérez-Alija, J.; Ambroa, E.; Jornet, N.; Ansón, C.; Tejedor, N.; Vivancos, H.; Ruíz, A.; Barceló, M.; Domínguez, A.; Riu, V.; Roda, J.; Carrasco, P.; Balocco, S.; Díaz, O.

ESTUDIO COMPARATIVO DE MATERIALES FLEXIBLES PARA IMPRESIÓN 3D CON APLICACIÓN CLÍNICA COMO BOLUS EN RADIOTERAPIA 86
Lizondo Gisbert, M.; Lorenzo Rodríguez, Á.; Adell Gómez, N.; Colomer Truyols, M.; Navarro García, D.; Ambroa Rey, E.; Valdivielso López, T.; Garcia-Miguel Quiroga, J.; Ramírez Muñoz, T.; Infestas Maderuelo, Á.; Gallardo Cortiñas, Ú.; Amat De Los Ángeles, D.; Frontera Solà, G.; López Muñoz, A.; Peralta Adina, A.; Roset Visiedo, O.; Zamorano Montaño, M.; Parcerisa Torné, M.; Pujol Badia, R.; Valls Esteve, A.

DETERMINACIÓN DEL MOVIMIENTO PROSTÁTICO INTRA- FRACCIÓN MEDIANTE UN SISTEMA ECOGRÁFICO 88
Ariza Jimenez, M. A.; Torres Sánchez, J.; Roldán Arjina, J. M.

KALI MC. SOFTWARE PARA EL CÁLCULO DE TRATAMIENTOS DE RIO CON ACELERADOR LIAC HWL 89
Ayala Lázaro, R.; Gómez Cores, S.; García Marcos, R.; Ruiz Galán, G.; Soza Marañón, Á.; Udías Moinelo, J. M.; Ibáñez García, P.

INFLUENCIA DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO EN LA DOSIMETRÍA DE LOS TRATAMIENTOS DE PULMÓN 92
San Miguel Avedillo, F. J.; Flores Cacho, I.; Williamson Puente, S.; Hernández García, J.; Plaza Núñez, R. ; Montero Díaz, N.; Ruiz Prados, M.; Fernández Ruiz, M. L.; Durán De La Torre, M. V.

CUANTIFICACIÓN DE LA MODULACIÓN DE APERTURAS EN PLANES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA 93
Hernandez Masgrau, V.; Lara Aristimuño, I.; Abella Cereigido, R.; Sáez Beltrán, J.

DISTRIBUCIÓN CLÍNICA DE NODOS Y RENDIMIENTO GEOMÉTRICO DEL SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA ZAP-X 95
Aguilar Redondo, P. B.; Pacual Martín, E.; Trinidad Mora, M. L.; Sallabanda Hajro, M.; Dias, V.; Rodrigues, C.; Delgado, J. M.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE PLANES DE RADIOTERAPIA PARA RECTO GENERADOS CON ETHOS 1.1 Y MODELOS RAPIDPLAN 96
Sancho Kolster, I.; De Blas, R.; Lambisto, D.; Camba, F.; Zardoya, E.; Mascarell, C.; Santa Cruz, O.; Asiain, L.

PRECISIÓN DE LA ADAPTACIÓN DEL TRATAMIENTO EN UN MR-LINAC 98
Ferrer, C.; Huertas Martínez, C.; Gómez Robles, R.; Navarro Domenech, I.; Moreno Fuentes, B.; Martínez Sánchez, M.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Sáez Beltrán, M.

INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE ISOCENTRO EN TRATAMIENTOS DE NEURALGIA DEL TRIGÉMINO EN ACELERADOR LINEAL: ¿DOSIS EN UN PUNTO? 100
Martín Veganzones, M.; Mañeru Cámara, F.; Lamaison Vidarte, M.; García Iglesias, N.; Gorrochategui Susperregui, A.; Astudillo Olalla, R.; Pellejero Pellejero, S.; Bragado Álvarez, L.; Fuentemilla Urío, N.; Fernández Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.

VALIDACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON UN TC SINTÉTICO 101
Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Martínez Sánchez, M.; Navarro Domenech, I.; Moreno Fuentes, B.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Sáez Beltrán, M.

DESARROLLO DE DISPOSITIVOS DE INMOVILIZACIÓN BASADOS EN FABRICACIÓN ADITIVA PARA RADIOTERAPIA DE EXTREMIDADES: UNA PRUEBA DE CONCEPTO 102
Castro Tejero, P.; Hernández González, D.; Izquierdo Rodríguez, C.; Muñoz Torrijos, M. Á.; Chamorro Serrano, P.; Roch González, M.; Murillo González, M. T.

EVALUACIÓN DE LA EFICACIA DE LA MONITORIZACIÓN POR SUPERFICIE EN TRATAMIENTOS INTRACRANEALES CON MÁSCARA DE INMOVILIZACIÓN 104
Gutiérrez Ruiz, A.; Gevaert, T.; Boussaer, M.; Everaert, T.; De Ridder, M.

FÍSICA DE LA SBRT DE MAMA EN SESIÓN ÚNICA DE 24GY SIN OPERAR 105
Velázquez, S.; López Martín, N.; Muñiz Romero, G.; Luis Simón, F. J.; De Haro Piedar, R.

DESARROLLO DE UN SOFTWARE PARA LA AUTOMATIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON VMAT 107
Benito Bejarano, M. Á.; Gómez Enríquez, F.; Sáez Beltrán, F.

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN MANIQUÍ TORÁCICO PARA CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA CRAD EN TRATAMIENTOS DE GATING 110
Gonzalez Rodriguez, A.; Sanchez Casi, M.; González González, T.; Castillo Peña, P.

DESARROLLO DE DISPOSITIVOS DE INMOVILIZACIÓN BASADOS EN FABRICACIÓN ADITIVA PARA RADIOTERAPIA DE EXTREMIDADES: IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA 111
Castro Tejero, P.; Hernández González, D.; Muñoz Torrijos, M. Á.; Izquierdo Rodríguez, C.; Roch González, M.; Chamorro Serrano, P.; Murillo González, M. T.

DISEÑO DE UNA MÉTRICA COMPARATIVA PARA EVALUAR DIFERENCIAS EN PLANES DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA Y VALIDACIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE FLUENCIAS 113
Tenllado Baena, E.; Agüera Rodríguez, R.; Vicente Bernal, R.; Escobar Corominas, I.; Fernández Lara, Á. A.; García Repiso, S.; Sánchez Ruipérez, J.; Martín Rincón, C.

ANÁLISIS DE LA ROBUSTEZ DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA LATTICE EMPLEANDO DATOS DE MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN 115
Prado Barragán, A.; Zucca Aparicio, D.; Martinez Felipe, A. M.; De La Casa De Julian, M. A.; García Ruiz- Zorrilla, J.; Alonso Iracheta, L.; Fernández Letón, P.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA APLICACIONES CLÍNICAS, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

ESTANDARIZACIÓN DEL FLUJO DE TRABAJO EN CONTROLES DE CALIDAD DE ACELERADORES LINEALES 116
Segovia Brome, R. M.; Muñoz Bruque, Á.; Collado Soto, A.; Macías Jaén, J.

ESTIMACIÓN DEL RIESGO DERIVADO DE LA DOSIS ABSORBIDA ASOCIADA AL KV-CBCT EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON RADIOTERAPIA EXTERNA 118
Pié-Padró, S.; Navarro-Palomas, P.; Riera-Pons, M.; Sánchez-Artuñedo, D.

EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD TEMPORAL DEL QA DIARIO DE UN EQUIPO DE PROTONTERAPIA UTILIZANDO QATRACK+ 120
Garcia Sanz, A.; García Ovejero, J.; Fayos-Solá Capilla, R.; Pedrero De Aristizábal, D.; Cabello García, J. P.; Viñals Muñoz, A.; Antolín San Martín, E.; Ramón García, C.; Azcona Armendáriz, J. D.

REPERCUSIÓN CUTÁNEA EN LA UTILIZACIÓN DE EXPANSORES TISULARES EN PACIENTES MASTECTOMIZADAS IRRADIADAS POR CÁNCER DE MAMA: ANÁLISIS CON IMÁGENES DE PERFUSIÓN POR LÁSER DOPPLER 123
Galindo González, C.; González Sanchis, A.; Marín Bertolín, S.; Vijande Asenjo, J.; Soria Olivas, E.; Gordo Partearroyo, J. C.; García, M. C.; Cibrián-Ortiz De Anda, R. M.

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN DISPOSITIVO REPOSACABEZAS ELABORADO CON IMPRESIÓN 3D PARA LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES CRANEALES DE RM DESTINADAS A RADIOCIRUGÍA 125
Castro Tejero, P.; Muñoz Torrijos, M. Á.; Izquierdo Rodríguez, C.; Ferrando, A.; Simón De Blas, R.; Roch González, M.; Botella Faus, P.; Obesso De Diego, A.; Paradela Díaz, G.; Gallego Molina, C.; Chamorro Serrano, P.

EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA EN VIVO CON EPID EN RADIOTERAPIA DE MAMA: COMPARACIÓN ENTRE TÉCNICAS EN RESPIRACIÓN SOSTENIDA Y LIBRE EN TRATAMIENTOS 3D Y VMAT 127
Navarro Ibarra, C.; Clemente Gutiérrez, F.; Díez Gallego, M. Á.; Pardo Pérez, E.; García De Acilu Laa, M. P.; Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Forner Forner, A.; Merino Gestoso, J. Á.; Castro Rizos, I.; Fonseca Siles, Á.; Hortelano Domínguez, A. M.; Fustes Sanjuán, M. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Núñez Muñoz, J.

FABRICACIÓN Y USO DE UN COMPLEMENTO IMPRESO 3D PARA EL MANIQUÍ DE CONTROL DE CALIDAD MIMI DE STANDARD IMAGING PARA MESAS 6D 129
Ochoa Caparrós, J.; García Costa, B.; Parreño Sánchez, J. C.; Bonaque Alandí, J.; Santos Serra, A.

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL CÁLCULO DE SESIONES DE ART SOBRE DIFERENTES IMÁGENES SINTÉTICAS GENERADAS EN ETHOS Y RAYSTATION 132
Agüera Rodríguez, R.; Lorenzo Casas, E.; Vicente Bernal, R.; Tenllado Baena, E.; Herrera Arroyo, M.; Granado Alonso, L.; Ramos Pacho, J. A.; García Repiso, S.

ROBUSTEZ EN TRATAMIENTOS DE SBRT FRENTE A LOS PARÁMETROS DE TOLERANCIA DE UN ACELERADOR Y SU DEPENDENCIA CON LA TÉCNICA UTILIZADA (3D,IMRT,VMAT) 134
Carrasco Herrera, M. A.; Manchado De Sola, F.; Spa Gómez, B.

VMAT CON RESPIRACIÓN FORZADA (DIBH) PARA PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA BILATERAL 135
García Castejón, M. A.; Penedo Cobos, J. M.; Martínez González, D.; Rincon Perez, M.; Gomez Tejedor, S.; Vara Santos, J.

EFECTIVIDAD DE LA ESCALADA DE DOSIS CON BOOST EN CÁNCER DE RECTO LOCAMENTE AVANZADO. ANÁLISIS DE LA VALORACIÓN DE LA RESPUESTA POR IMAGEN (RM) Y PATOLÓGICA 136
Stoica Rosciupchin, A. E.; Rubiato Aragón, R.; Aldave Yaniz, D.; Talaya Alarcon, M. S.; Casado Jimenez, M.; Gonzalo Ruiz, S.; Villalba Perez, C. P.; Nafria Jimenez, M. I.

IMPRESIÓN 3D COMO PRÁCTICA CLÍNICA HABITUAL DE UN SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA: PUESTA EN MARCHA Y EXPERIENCIA 138
Ferrando Sánchez, A.; Martín González, A.; Arroyo Galán, A.; Entero González, R.; Cabello Murillo, E.; D'ambrosi Centeno, R.; Gilarranz Moreno, R.

COMPARACIÓN DE LA DETECTABILIDAD EN TC EN DIFERENTES SISTEMAS DE IMAGEN CBCT DE RADIOTERAPIA 139
Escobar Corominas, I.; García De Iturrospe Lizaso, J.; Hernández Rodríguez, J.; Vicente Bernal, R.; Tartilán Buey, A.; Benito García, J. C.; Montes Fuentes, C.; Gómez Llorente, P. L.

RESIS-ITS. IMAGE TRACKING SOFTWARE PARA RADIOTERAPIA 141
Rodríguez Aranda, A.; Estrada Pastor, Ó.

MODELIZACIÓN Y VERIFICACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS EN PROTONTERAPIA EN PRESENCIA DE IMPLANTES METÁLICOS 144
Perez Moreno, J. M.; Cerrón Campoo, F.; Vera Sánchez, J. A.; Castro Novais, J.; Lorenzo Villanueva, I. ; Canals De Las Casas, E.; Marti Asenjo, J.; Mazal, A.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

ESTUDIO DOSIMÉTRICO EN UNA NUEVA TÉCNICA OPTIMIZADA DE RADIOTERAPIA CON FRACCIONAMIENTO ESPACIAL: RADIOTERAPIA MINIGRID 146
González Kölmel, E.; Sánchez García, M.; Luna Vega, V.; Prezado Alonso, Y.

DOSIMETROS DE CARBURO DE SILICIO RESISTENTES A LA RADIACIÓN PARA RADIOTERAPIA DE PROTONES Y FLASH 148
Lopez Paz, I.; Guardiola, C.; Fleta, C.; Henao, Á.; Gomez, F.; Heinrich, S.; Jimenez-Ramos, M. C.

CALORÍMETRO DE GRAFITO PORTÁTIL PARA DOSIMETRÍA DE REFERENCIA IN SITU Y CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN EL HAZ DEL USUARIO 150
Gómez Fernández, N.; Deus Abreu, J.; Pérez Fernández, M.; Gómez Rodríguez, F.; González Castaño, D. M.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

ANÁLISIS DE ESTRATEGIAS PARA CONTROLAR LA COMPLEJIDAD DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO DE VMAT 152
Lara Aristimuño, Í.; Álvarez Bernardo, L.; Rovira Sánchez, P.; Hernández Masgrau, V.

OPTIMIZACIÓN DE LA PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO EN CÁNCER DE PULMÓN MEDIANTE MODELOS RADIÓMICOS PREDICTIVOS Y DE SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA BASADOS EN IMÁGENES PET/TC CON Y SIN COMPENSACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO 154
Salvador-Ribés, C.; Fechter, T.; Radicioni, G.; Gkika, E.; Grosu, A.; Martí-Bonmatí, L.; Carles, M.

ÁREA TEMÁTICA: MEDICINA NUCLEAR DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

ESTUDIO DE UNIFORMIDAD DE LA APLICACIÓN DE RE-188 PARA CÁNCER DE PIEL NO MELANOMA 156
Retorta Fernández, P.; Martínez Gómez, L. C.; Lozano Martínez, R.; Rot Sanjuan, M. J.; Gilarranz Moreno, R. M.; Martín García, D.; Martín Fontán, M.

MEDIDAS DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DE RE-188 PARA TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PIEL NO MELANOMA 157
Retorta Fernández, P.; Martínez Gómez, L. C.; Lozano Martínez, R.; Rot Sanjuan, M. J.; Gilarranz Moreno, R. M.; Martín García, D.; Martín Fontán, M.

COMPARACIÓN DE TÉCNICAS DOSIMÉTRICAS BASADAS EN IMAGEN POSTRATAMIENTO DE RADIOEMBOLIZACIÓN CON 90Y EN ESCÁNERES PET DE CENTELLEADORES LYSO Y BGO 159
De La Cruz González, M.; Pérez, N.; Reynés, G.; Martín-Vaello, R.; Martin-Marcuartu, J. J.; Crespí Busquets, M. Á.; Camba, F.; Benaches, L.; Cortés Romera, M.; Picón, C.

OPTIMIZACIÓN DEL ANÁLISIS DE IMÁGENES DE CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR MEDIANTE EL SOFTWARE NEPTUNO 160
Casasola Muñoz, B.; Granado Olmedo, J. M.; Castro Ramírez, I. J.; Del Olmo Martín, P.; Angulo Paín, E.; Iborra Oquendo, M. A.

CARACTERIZACIÓN DEL RENDIMIENTO DE UN SPECT/CT DE NUEVA GENERACIÓN 162
Cuevas Jurado, R.; Prieto Azcárate, E.; Martínez Moreno, A.; Martí Climent, J. M.

DETERMINACIÓN DE VALORES TÍPICOS DE PARÁMETROS DE DOSIS PARA LA MEJORA DE LA CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR EN EL HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU 163
Riu Molinero, V.; Barceló Pagès, M.; Ruiz Martínez, A.; Gallego Franco, P.; Vivancos Bargalló, H.; Pérez-Alija Fernández, J.; Tejedor Aguilar, N.; Jornet Sala, N.; Ansón Marcos, C.; Ambroa Rey, E. M.; Domínguez Perea, A.; Roda García, J.; Carrasco De Fez, P.

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DE LA DOSIS DE TC EN LA CALIDAD DE LA RECONSTRUCCIÓN PET EN EL SISTEMA IMAS DE CUERPO ENTERO 165
Ulin Briseño, E. Y.; Jimenez-Serrano, S.; Sanchez Gonzalo, D.; Sánchez Paño, A.; Strugari, M.; Martí Bonmatí, L.; Torres Espallardo, I.; Gonzalez Martinez, A. J.

ESTIMACIÓN DEL ESPESOR EQUIVALENTE EN EL MÉTODO CONJUGADO MEDIANTE USO DE TOPOGRAMA 167
Orive Escalada, J.; Montes, A.; Escalada Pastor, C.; Rodriguez Romero, R.; Sanchez Rubio, P.; Perales Molina, Á.; Martínez Ortega, J.

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE LA EFICIENCIA GEOMÉTRICA EN EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA DE EMISIÓN DE POSITRONES 169
Escobar Corominas, I.; Tartilán Buey, A.; Montes Fuentes, C.; García De Iturrospe Lizaso, J.; Hernández Rodríguez, J.; Fernández Lara, Á. A.; Hernández González, D.; Gómez Llorente, P. L.

AJUSTE Y EVALUACIÓN DE LA ESCALA CENTILOIDE PARA [18F]FLUTEMETAMOL EN CORTEXID 170
Camba Capitán, F. M.; Reynés-Llompart, G.; Leo-Martínez, F.; Rodríguez-Bel, L.; Pudis, M.; Cruz- González, M.; Benaches-Magraner, L.; Picon-Olmos, C.

ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN EL INSERTO CON PATRONES DE BARRAS DEL MANIQUÍ JACZSZACK 171
Fernandez Iglesias, A.; Lamaison Vidarte, M.; Caudepon Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.; García Iglesias, N.; Fuentemilla Urio, N.; Gorrochategui Susperregui, A.; Bragado Álvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Martín Veganzones, M.; Pellejero Pellejero, S.; Astudillo Olalla, R.

VALIDEZ DE LOS CÁLCULOS DOSIMÉTRICOS BASADOS EN UN SOLO PUNTO TEMPORAL EN TRATAMIENTOS DE LU-177-DOTATATE 173
Fernandez Iglesias, A.; Ribelles Segura, M. J.; Lamaison Vidarte, M.; Caudepon Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.; García Iglesias, N.; Bragado Álvarez, L.; Martín Veganzones, M.; Fuentemilla Urio, N.; Astudillo Olalla, R.; Mañeru Cámara, F.; Gorrochategui Susperregui, A.

DOSIMETRÍA PERSONALIZADA EN TERAPIA METABÓLICA CON I-131: RECURSOS DISPONIBLES PARA PACIENTES CON CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES 174
Manzano Martínez, F. J.; Cañete, S.; Gordo, E.; Pastor, J.; Nuño, C.; Jimenez, D.; Espejo, M.

OBTENCIÓN DE IMÁGENES 2D DE TRANSMISIÓN PARA LUTECIO A PARTIR DE IMÁGENES CT 176
Martín García, D.; Martínez Gómez, L. C. (11); Lozano Martínez, R.; Martín Fontán, M.; Retorta Fernández, P.; Rot San Juan, M. J.; Gilarranz Moreno, R. M.

IMPACTO DE LA CINÉTICA DE UNIÓN E INTERNALIZACIÓN DE UN RADIOFÁRMACO EN EXPERIMENTOS IN VITRO 178
Suárez García, D.; Valladolid Onecha, V.; Cortés Giraldo, M. A.; Bertolet Reina, A.

DOSIS DEBIDA AL CT EN ESTUDIOS ÓSEOS DE CUERPO COMPLETO REALIZADOS EN UN EQUIPO SPECT/CT BASADO EN CZT 179
Prieto Azcárate, E.; Martínez Moreno, A.; Cuevas Jurado, R.; Martí-Climent, J. M.

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA ALTERNATIVA PARA LA EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN DE ACLARADO HEPÁTICO MEDIANTE GAMMAGRAFÍA HEPATOBILIAR CON MEBROFENINA 181
Martínez Moreno, A.; Prieto Azcárate, E.; Rodríguez Fraile, M.; Sancho Rodríguez, L.; Cuevas Jurado, R.; Martí Climent, J. M.

ÁREA TEMÁTICA: RADIODIAGNÓSTICO DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

IDONEIDAD DE LOS MANIQUÍES DE ESFERAS DE ALUMINIO PARA EL CONTROL DE SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA 182
Garcia Ovejero, J.; Alarcia, M.; Barba, J. C.; Cabañero, B.; Cuesta, J. A.; García-Sanz, A.; Megías, J. M.; Chevalier Del Río, M.

IMPACTO DE LA CORRECCIÓN DE LA CAPA HEMIRREDUCTORA EN EL CÁLCULO DE LA DOSIS GLANDULAR EN MAMOGRAFÍA SEGÚN EL TG282/WG 184
Lamaison Vidarte, M.; Miquelez Alonso, S.; Fernandez Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Martín Veganzones, M.; Mañeru Cámara, F.; García Iglesias, N.; Fuentemilla Urio, N.; Bragado Álvarez, L.; Astudillo Olalla, R.; Gorrochategui Susperregui, A.; Pellejero Pellejero, S.

DISEÑO DE UN MANIQUÍ PARA EVALUAR LA CALIDAD DE IMAGEN EN LOS DISPOSITIVOS IGRT DE LOS ACELERADORES DE RADIOTERAPIA 185
Cepas Arroyo, T.; Pérez Urbón, I. A.; Zaballos Carrera, S.; Bengoechea Álvaro, D.; Crespo Mesa, M. S.; Sainz Gonzalo, D.; Ronda Peñacoba, S.; García García, D.; Pizarro Trigo, F.; Martín Albina, M. L.; Núñez Martínez, L.; Jiménez Vegas, D.; Sánchez Jiménez, J.

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTE CON LITIASIS 187
Gonzalez Pose, A.; Fernández Duque, A.; Pombar Cameán, M.; Pérez Fentes, D.

COMPARACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR INDICADA EN MAMOGRAFÍA RESPECTO A LA NUEVA METODOLOGÍA DE CÁLCULO PRESENTADA EN EL TG-282 188
González Kölmel, E.; Facal Molina, I.; Otero Martínez, C.; González Pose, A.; Pombar Cameán, M.

EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA A PACIENTES EN PROCEDIMIENTOS DE INTERVENCIONISMO EN ESPAÑA: RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL 190
Barceló Pagès, M.; Alejo Luque, L.; Corredoira Silva, E.; Ordiales Solís, J. M.; Pérez Fernández, M.; Rodríguez Castillo, M. F.; Sáncehz Casanueva, R. M.; Duch Guillen, M. A.

BANCO NACIONAL DE DOSIS A PACIENTE: DEL CONCEPTO A LA IMPLEMENTACIÓN, UN PASO ADELANTE EN LA GESTIÓN DINÁMICA DE DOSIS Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA 192
Gracia Ochoa, M.; Catret Mascarell, J. V.; Alegre Gómez, A.; Cotanda Ricart, V.; Bosch Morell, A. M.; Vico Escribano, M. A.; Velasco Fernández, C.; Sánchez Relucio, J. C.; Baeza Rodríguez, L.; Pamos Navas, J. L.; Abad Mocholí, D.

ANÁLISIS DE LA REPRODUCIBILIDAD DE DISTINTOS MÉTODOS PARA EVALUAR LA CALIDAD DE IMAGEN GLOBAL EN RADIOLOGÍA DIGITAL 193
Lamaison Vidarte, M.; Miquelez Alonso, S.; Fernandez Iglesias, A.; Egozkue Ziga, I.; Caudepón Moreno, F.; Gorrochategui Susperregui, A.; García Iglesias, N.; Astudillo Olalla, R.; Fuentemilla Urio, N.; Mañeru Cámara, F.; Bragado Álvarez, L.; Martín Veganzones, M.; Pellejero Pellejero, S.

CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE MODULACIÓN DE DOSIS EN CT UTILIZANDO LOS MANIQUÍES CILÍNDRICOS DOSIMÉTRICOS DE PMMA. VALIDACIÓN CON EL MANIQUÍ MERCURY 195
Álvarez Pérez, J. M.; García De Iturrospe Lizaso, J.; Hernández Rodríguez, J.; Benito García, J. C.; Gómez Llorente, P. L.; Escobar Corominas, I.; Lorenzo Casas, E.; Montes Fuentes, C.

UN PROTOTIPO DE SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS PARA LA DOSIS OCUPACIONAL EN PRÁCTICAS INTERVENCIONISTAS. 197
Sánchez, R.; Fernández Soto, J. M.; Vañó Carruana, E.

NUEVA METODOLOGÍA PARA LA OBTENCIÓN DE LA EFICIENCIA GEOMÉTRICA EN CT EMPLEANDO EL DETECTOR RAYSAFE X2 199
Álvarez Pérez, J. M.; García De Iturrospe Lizaso, J.; Gómez Llorente, P. L.; Hernández Rodríguez, J.; Benito García, J. C.; Tartilán Buey, A.; Fernández Lara, Á. A.; Montes Fuentes, C.

VALIDACIÓN CLÍNICA DE SISTEMA DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL DE CT DE TÓRAX AI-RAD COMPANION DE SIEMENS 201
Cano Iglesias, E.; García Baltar, J. A.; Sedano Ferreras, P.; Nuño Rodríguez, C.; Miura Doblas, M.

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN CT POR COMPARACIÓN DE PROTOCOLOS 202
García Castañón, P.; Gallego Molina, C.; Luengo Izquierdo, P.; Prieto Martín, C.

ESTIMACIÓN DE LOS NIVELES DE REFERENCIA EN TROMBECTOMIA Y ANÁLISIS DE SU EVOLUCIÓN A LO LARGO DEL TIEMPO 203
Derecho Torres, F. A.; López Martín, N.; Delgado Espinosa, S.; Luis Simón, F. J.

UNIFICACIÓN DE LA VISUALIZACIÓN DE LAS IMÁGENES CLÍNICAS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA: APLICACIÓN DEL TG-233 205
Marin Ciocan, A. C.; García Cerrillo, J. A.; Bosó Martínez, C.; Chillerón Sánchez, J. R.; Chover Díaz, B.; Dacosta Villar, L.; Pastor Pastor, N. P.; Salvador Montaño, M. A.; Serrano Juarez, A.; Brualla Gonzalez, L.

ACEPTACIÓN DE UN CT BASADO EN PHOTON COUNTING: EXPERIENCIA CON EL NAEOTOM ALPHA 207
Martínez Francés, E.; Martín Granados, S.; Morán Velasco, V.; Arenas Vicente, J.; Parla Rodríguez, S.; Martí Climent, J. M.

CONTROL DE CALIDAD PARA UN SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS 208
Benito García, J. C.; Hernández Rodríguez, J.; Gómez Llorente, P. L.; Montes Fuentes, C.; García De Iturrospe Lizaso, J.; Arroyo Sánchez, C.; Tartilán Buey, A.; Martín Rincón, C.

APLICACIÓN EN MATLAB R2024A PARA EL ANÁLISIS DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN RADIOLOGÍA DIGITAL Y MAMOGRAFÍA 210
Fernandez Iglesias, A.; Miquelez Alonso, S.; Lamaison Vidarte, M.; Caudepon Moreno, F.; García Iglesias, N.; Gorrochategui Susperregui, A.; Fuentemilla Urio, N.; Astudillo Olalla, R.; Martín Veganzones, M.; Pellejero Pellejero, S.; Mañeru Cámara, F.

PROTOCOLOS DE IMAGEN EN TC: UN MODELO DE CONSENSO EN LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE ANDALUCÍA 212
Angulo Pain, E.; Almansa Lopez, J.; Rodriguez Castillo, M.; Moise Cosano, P.; Soriano Redondo, E.; Gomez Molinero, M. P.

ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

PUESTA A PUNTO DE UN DETECTOR GAMMA PARA SU INSTALACIÓN EN UN DRONE 214
Guillén Gerada, F. J.; Balás Sánchez, S.; Baeza Miralles, J. A.; Caballero Andrada, J. M.; Salas García, A.

CARACTERIZACIÓN DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT4 PARA SU USO EN DOSIMETRÍA ABSOLUTA 214
Chillida Rey, R.; Esteve Sánchez, S.; García Fuentes, J. D.; Sevillano Martínez, D.; Morís Pablos, R.; Colmenares Fernández, R.; Capuz Suarez, A. B.; Cámara Gallego, M.; Prieto Morán, D.; Béjar Navarro, M. J.; Rodríguez-Manzaneque Sosa, C.; Trujillo García, J.; García Vicente, F.

BIODOSE TOOLS, UNA APLICACIÓN PARA FACILITAR EL ANÁLISIS MATEMÁTICO EN DOSIMETRÍA BIOLÓGICA 216
Frances Abellan, A.; Barquinero, J. F.

PROYECTO ALMAS: ESTUDIO DE TÉCNICAS ANALÍTICAS PARA LA DETERMINACIÓN DE EMISORES ALFA POR ESPECTROMETRÍA DE MASAS Y OTROS MÉTODOS DE ENSAYO 217
López Ponte, M. A.; Barrado Olmedo, A. I.; Blázquez Pérez, D.; Conde Vilda, E.; García García, D.; Hernández Encinas, E.; Fernández Díaz, M.; García-Tenorio García-Balmaseda, R.; Ruiz González, J.; Sierra, I.; Sierra Gil, S.; Álvarez García, A.

IMPLICACIONES DEL INFORME 95 DE LA ICRU SOBRE MAGNITUDES OPERACIONALES PARA LA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN EXTERNA: ACCIONES DE LA OIEA Y COMENTARIOS DE LOS ESTADOS MIEMBROS 219
Cruz Suarez, R.

IMPLICACIONES DEL NUEVO LÍMITE DE DOSIS DEL CRISTALINO: RESULTADOS DE ENCUESTAS Y ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN EN ESPAÑA 220
Camp Brunés, A.; Cortés Balcells, A.; Duch Guillén, M. A.; Ginjaume Egido, M.; Pereira Cuesta, S.; Rueda Guerrero, D.; Villanueva Delgado, I.

ESTUDIO DE LA RESPUESTA RADIOLÓGICA DE UN CONJUNTO DE DOSÍMETROS DE CRISTALINO DE ACUERDO CON LOS REQUISITOS DE LA NORMA IEC 62387 221
Cortés Balcells, A.; Camp Brunes, A.; Duch Guillén, M. A.; Ginjaume Egido, M.; Pereira Cuesta, S. ; Rueda Guerrero, D.; Villanueva Delgado, I.

CARACTERIZACIÓN DE NUEVOS DOSÍMETROS RESISTENTES A LA RADIACIÓN EN CONDICIONES FLASH CON ELECTRONES 223
Henao Isaza, A. M.; Lopez Paz, I.; Fleta, C.; Jimenez Venegas, M.; Heinrich, S.; Guardiola Salmerón, C.

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE LUGARES DE TRABAJO CON CONDICIONES AMBIENTALES EXTREMAS (PROYECTO RADOSIS) 224
Moreno Baltà, V.; Font Guiteras, L.; Grossi, C.; Vargas Drechsler, A.

EXACTITUD Y ESTABILIDAD DOSIMÉTRICA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN UTILIZADAS EN RADIOTERAPIA 226
Rodríguez Romero, R.; Liñán Rodríguez, P. M.; Torres López, M.; Montes Uruén, A.; Sánchez Rubio, P.; Pinto Monedero, M.; Perales Molina, Á.; Sánchez Jiménez, E.; Martínez Ortega, J.

DISEÑO, FABRICACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE UN DOSÍMETRO DE NEUTRONES BASADO EN DETECTORES CLYC PARA USO EN PROTONTERAPIA 228
Plaza Del Olmo, J.; Bachiller Perea, D.; Cano Ott, D.; García Pérez, J.; Martínez Pérez, T.; Lagares González, J. I.; Méndez Villafañe, R.; Mendoza Cembranos, E.; Pérez De Rada Fiol, A.; Villamarín Fernández, D.

MEDIDAS PARA LA VALIDACIÓN DEL PROGRAMA NEREIDA EN EL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT 229
Méndez Villafañe, R.; Núñez-Chongo, O. C.; Asorey, H.; Sidelnik, I.; Mayo García, R.; Carretero Cerrajero, M.; Suárez-Durán, M.

ESTUDIO DOSIMÉTRICO QUE RESPALDA LA NECESIDAD DE IMPLEMENTAR UN DISPENSADOR ROBOTIZADO EN LOS SERVICIOS DE MEDICINA NUCLEAR 230
Garcia Apellaniz, N.; Manrique González, M.; Bartrés Salido, A.; Gómez López, Á.; Roteta Unceta Barrenechea, A.; Rodríguez Ortega, V.; Jauregui Larrea, I.; Cillero Etxebeste, I.; Erzilbengoa Izaguirre, M.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL NO SANITARIA Y TRANSPORTE

CARNÉ RADIOLÓGICO DIGITAL. DESARROLLO E IMPLANTACIÓN. 231
Hernández Ferreras, E.; Calavia Gimenez, I.

IMPLICACIONES DERIVADAS DE LA ENTRADA EN VIGOR DE LOS NUEVOS COEFICIENTES DE DOSIS INTERNA EN LA VIGILANCIA OPERACIONAL DEL DESMANTELAMIENTO DEL LABORATORIO DE EMISORES DEL CIEMAT 231
Noguerales Bartolomé, M. Del C.; Mora Cañadas, J. C.; Sanchez Boyer, L.; Garrido Delgado, G.; Gómez Leralta, A.; Vico Ocón, A. M.; González González, P.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

ANÁLISIS DE LAS RECOMENDACIONES ICRP SOBRE REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS 234
Alonso Alonso, A.; Alvarez García, A.; Lloret Llorca, M.; Medinilla Tellez, G.; Muñoz-Reja, C.; Recio Miranda, T. A.; Rueda Sánchez, S.; Vico Del Cerro, E.

DESARROLLO DE UN NUEVO PROCEDIMIENTO MATEMÁTICO PARA LA MEDIDA DEL COEFICIENTE DE DIFUSIÓN DEL RADÓN; APLICACIÓN A PASTAS DE CEMENTO CON MATERIAL RECICLADO 235
Castaño Casco, E.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

CARBONO-14 EN CENTRALES NUCLEARES: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y RETOS 236
Gasca Calvo, C.; Ribas Goset, A.; Vega Vilanova, J. A.

CIENCIA CIUDADANA Y RADÓN EN LAS ESCUELAS DE CATALUÑA (RASCLET) 236
Grossi, C.; Campillo I López, F.; Sala Escarrabill, R.; Vargas Drechsler, A.; Pino Gonzalez, D.

ESTUDIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA EL EQUIPO LIAC HWL: MEDIDAS DE ÁREA CON GIRO DE GANTRY 238
Oliver Cañamás, L.; Quilis Sebastià, C.; Camacho López, C.; Velasco Fernández, C.; Mosquera Cereijo, I.; García Costa, B.; Santos Serra, A.; Díez Domingo, S.

REVISIÓN DE LOS PROCEDIMIENTOS DE TOMA Y PREPARACIÓN DE MUESTRAS PARA MEDIDA DE LA RADIACTIVIDAD AMBIENTAL (CSN INT-04.07) 240
Trinidad Ruiz, J. A.

PLANES DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL EN EMERGENCIA EN CENTRALES NUCLEARES: COMPARATIVA, CONVERGENCIA Y RETOS 241
Castillo Tortosa, F. J.; Ozores Díez, P.; Trinidad, J.a.; Ortiz, A.; , Herbella Blázquez, M.; Martínez Vivas, P.; Rey Del Castillo, C.; Luque Heredia, S.; Simón Cirujano, I.;

COMPARATIVA DE DETECTORES EN LA DETERMINACIÓN SIMULTÁNEA DE 89SR Y 90SR MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE CENTELLEO LÍQUIDO Y REGRESIÓN PLS 242
Fons Castells, J.; Rozas Guinea, S.; Tarancón Sanz, A.; Idoeta Hernandorena, R.; Tent Petrus, J.; Herranz Soler, M. E.; Rigol Parera, A.

¿PUEDE LA APROXIMACIÓN OSPAR APLICARSE EN UNA EVALUACIÓN RADIOLÓGICA AMBIENTAL INTEGRADA PARA HUMANOS Y BIOTA EN ECOSISTEMAS MEDITERRÁNEOS? 243
Escribano, A.; Guillén Gerada, J.; Real Gallego, A.

ESTUDIO EXPERIMENTAL DEL TRANSPORTE DE GAS RADÓN POR LIXIVIACIÓN EN BALSAS DE RESIDUOS FOSFATADOS 244
Trull-Hernandis, C.; Ramos-Rey, M.; Moreno-Ramón, H.; Lidón, A.; Juste, B.; Sancho, M.

LA INESPERADA LLEGADA DE UN ACELERADOR LINEAL PORTÁTIL DE ELECTRONES PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA EN UN QUIRÓFANO CONVENCIONAL. DOSIMETRÍA DE ÁREA Y COMO VOLVER A NUESTRO ESTADO FUNDAMENTAL 246
Esposito, R. D.; Pérez Macho, M. M.; Gonzalez Vicente, A.; Dorado Rogriguez, M. Del P.; Giner Sala, M.; Pérez Gómez, N.; Herranz Gonzalez, M.

BUNSHI: SIMULACIÓN MONTE CARLO APLICADA A LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA 248
Arteche González, A.; Duarte-Campderros, J.; Castello Mor, N.; Rosich Velarde, D.; Ruiz Arrebola, S.; Vila Álvarez, I.

METODOLOGÍAS PARA EVALUAR EL IMPACTO RADIOLÓGICO DE UN LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN EN FUSIÓN NUCLEAR 250
Gallego, E.; Velasco Sánchez-Villares, J. R.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE FUENTES DE RADIACIÓN

GUIA EURADOS PARA LA MEDIDA DE ACTIVIDAD DE ACTÍNIDOS Y 90SR MEDIANTE BIOENSAYOS EN SITUACIONES DE EMERGENCIA 251
Sierra Bercedo, I.; Verrezen, F.; Arginelli, D.; Battisti, P.; Blazquez, D.; Guichet, C.; Navas, C.; Ullmann, D.; Bruggeman, M.; Rojas, A.; López, M. A.; Broggio, D.

DETERMINACIÓN IN-VIVO DE I-125 EN TIROIDES PARA POBLACIÓN EXPUESTA EN CASO DE EMERGENCIA RADIOLÓGICA O NUCLEAR 252
Pérez López, B.; Valencia Villar, J.; Navarro Amaro, J. F.; López Ponte, M. A.

PROYECTO MEYER: HACIA UN PROTOCOLO NACIONAL PARA LA MEDIDA DE I-131 EN TIROIDES DE LA POBLACIÓN EXPUESTA EN EMERGENCIAS 253
Navarro Amaro, J. F.; Perez Lopez, B.; Lopez Ponte, M. A.; Pereira Cuesta, S.; Ruiz Gonzalez, J.; Sierra Bercedo, I.; Rueda Guerrero, M. D.; Villanueva Delgado, M. I.

DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA REALIZACIÓN DE MAPAS RADIOLÓGICO EN 3D MEDIANTE VEHÍCULOS AÉREOS PILOTADOS REMOTAMENTE (DRONES). PROYECTO GAMMA-DRON 255
Vargas, A.; Royo Chic, P.; Archila Peña, D.; Escalona Perea, A.; Viñas Corella, J.

RESILIENCIA DEL SISTEMA DE PREPARACIÓN, RESPUESTA Y RECUPERACIÓN A EMERGENCIAS NUCLEARES Y RADIOLÓGICAS (EPR&R) EN SITUACIONES DE CONFLICTO ARMADO 257
Montero, M.; García Puerta, B.

ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

CARACTERIZACIÓN DE RESIDUOS RADIACTIVOS PROCEDENTES DEL DESMONTAJE DE ACELERADORES LINEALES 257
Alcaide Trenas, E.

ACTUACIÓN DE ENRESA SOBRE CONTROL DE FUENTES RADIACTIVAS HUÉRFANAS RD451/2020 259
Alcaide Trenas, E.; Fernández Sánchez, V.; Fernández Sánchez, A.

GESTIÓN DE FUENTES DE RA-226. INICIATIVA OIEA 261
Peinador Nuño, M. T.

ALTERNATIVAS PARA REDUCIR LAS CANTIDADES DE MATERIALES RESIDUALES GENERADOS POR INDUSTRIAS NORM 261
Real Gallego, A.; Escribano Nieto, A.; García Puerta, B.; García García, E. G. G. E. 7.; Vico Del Cerro, E.

DETERMINACIÓN DE 55FE Y 63NI EN MUESTRAS DE CENTRALES NUCLEARES EN DESMANTELAMIENTO, MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE CENTELLEO LÍQUIDO Y REGRESIÓN PLS 262
Rozas Guinea, S.; Fons Castells, J.; Idoeta Hernandorena, R.; Tarancón Sanz, A.; Herranz Soler, M. E.; Tent Petrus, J.; Rigol Parera, A.

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DEL BÚNKER DE UN CICLOTRÓN Y GESTIÓN DE RESIDUOS RADIACTIVOS 263
Guzmán García, K. A.; Pérez Martín, P.; Santibañez Ortiz, M.

EVALUACIÓN DEL RIESGO DE EXPOSICIÓN EXTERNA DEBIDO A LA ACTIVACIÓN DE COLIMADORES DE BRONCE EN PROTONTERAPIA 265
López Iglesias, T.; Castro Novais, J.; Mazal, D. A.

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

EXPERIENCIA CONJUNTA DE LOS SERVICIOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y DE PREVENCIÓN DE RIESGOS LABORALES EN LA MONITORIZACIÓN DE NIVELES DE RADÓN EN UN ENTORNO HOSPITALARIO 268
Martínez Ortega, J.; Escalada Pastor, C.; Montes Uruén, A.; Torres López, M.; Liñán Rodríguez, P. M.; Mazón Cuadrado, L.; Conde Benito, J. L.; Palazuelos García, L. M.; Cabrero Martín, B.; Borda Olivas, J. R.

LISTADOS DE VERIFICACIÓN PARA LA REVISIÓN DEL PLAN DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA EXTERNA 270
Pinto Monedero, M.; Moreno Saiz, C.; Ruíz Morales, C.; Ansón Marcos, C.; Gutiérrez Ramos, S.; Moreno Anaya, E.

EVALUACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN EN MEDIDAS DE HP(3) PARA DOSIMETRÍA DE CRISTALINO EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS DE RADIOLOGÍA VASCULAR 271
Espinosa López, N.; Guerrero Vara, R.; Muñoz, J.; Pallerol Pinzano, R.; Ruiz Martínez, A.; Carrasco De Fez, P.

EVALUACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL EN PROCEDIMIENTOS DE INTERVENCIONISMO EN ESPAÑA: RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL 273
Barceló Pagès, M.; Alejo Luque, L.; Corredoira Silva, E.; Ordiales Solís, J. M.; Pérez Fernández, M.; Rodríguez Castillo, M. F.; Duch Guillen, M. A.; Sáncehz Casanueva, R. M.

ANÁLISIS DE POSIBLES CONFLICTOS ANTE LA SITUACIÓN DE EMBARAZO EN TRABAJADORAS EXPUESTAS DESDE EL PUNTO DE VISTA DE LA BIOÉTICA 275
Béjar Navarro, M. J.; Chillida Rey, R.; Trujillo García, J.; Rodríguez-Manzaneque Sosa, C.; Prieto Morán, D.; Sevillano Martínez, D.; García Fuentes, J. D.; Cámara Gallego, M.; Colmenares Fernández, R.; Capuz Suárez, A. B.; Morís Pablos, R.; García Vicente, F.

ESTIMACIÓN DE DOSIS FETAL PARA TRATAMIENTOS CON CAMPOS TANGENCIALES EN MAMA, CASO CLÍNICO. 277
Tarrats-Rosell, J.; Candela-Juan, C.; Laplana-Torres, M.; Agustí-Camprubí, E.; Mollà, M.; Esteban Garijo, M.

SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN FUNCIÓN DEL CRITERIO GAMMA DE ANÁLISIS 278
Sánchez-Artuñedo, D.; Navarro-Palomas, P.; Hermida-López, M.; Duch-Guillen, M. A.; Beltran Vilagrasa, M.

DOSIMETRÍA ELECTRÓNICA IN VIVO CON FINES DE FORMACIÓN PARA PROFESIONALES EN UNIDADES INTERVENCIONISTAS 280
García Castañón, P.; Gallego Molina, C.; Luengo Izquierdo, P.; Prieto Martín, C.

EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA FRENTE A LA EXPOSICIÓN A RADÓN-220 EN LA MANIPULACIÓN DE MICROPARTÍCULAS [224RA]RACAPARA ADMINISTRACIÓN INTRAPERITONEAL EN PACIENTES CON CARCINOMA DE OVARIO 283
Ramos Membrive, R.

EL SISTEMA DE INFORMACIÓN ONCOLÓGICA (OIS) COMO HERRAMIENTA CLAVE EN EL DESARROLLO DE LAS MATRICES DE RIESGO EN RADIOTERAPIA 285
Lupiani Castellanos, J.; Gil Conde, M.; Palacios Fornell, M. Del M.; Albertos Fernández, M. J.; Fajardo Paneque, I.; Jaén Olasolo, J.

ABORDAJE MULTIDISCIPLINAR DE UNA EXTRAVASACIÓN DURANTE LA ADMINISTRACIÓN DE 177LU 287
Andrés Rodríguez, C.; Pena, S.; Pérez, B.; Villar, C.; Montoya, P.; Sánchez, N.; Carro, C.; Moreno, C.; Ortega, J.; Bosch, T.; Sánchez-Pérez, M.; Soto, R.; Agulla, M. M.; Miguel, D.; Donis, S.; Del Castillo, Á.; Pérez, F.; Hurtado, A. E.; Antón, D.; Alonso, D.; De Frutos, J. M.; González, M. J.; Torres, R.

USO DE LOS INDICADORES CLAVE DE RENDIMIENTO EN EL DESARROLLO (KPI) DE UN PROYECTO DE ESTANDARIZACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA 288
Lupiani Castellanos, J.; Almansa López, J.; Angulo Paín, E.; Rodríguez Castillo, M. F.; Ortiz Lora, A.; Guerrero Alcalde, R.

ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

CÁLCULO DE DOSIS PARA DISTRIBUCIONES ESFÉRICAS DE RADIOISÓTOPOS MEDIANTE EL CÓDIGO LEGPY 290
Moya Zamanillo, V.; Rosado Vélez, J.; Arqueros Martínez, F.; Contreras González, J. L.; Moreno Leguey, G.

CARACTERIZACIÓN DE NUEVOS SENSORES ULTRA-DELGADOS DE SI Y SIC PARA LA DETECCIÓN DE NEUTRONES TÉRMICOS EN ACELERADOR LINEAL 291
Zamorano Labbé, F. E.; Pérez, M.; Fleta, C.; Muñoz Montplet, C.; Jurado Bruggeman, D.; Guardia, P.; Morales Perez, R.; Guardiola, C.

EVALUACIÓN DE LA IDONEIDAD DE LOS DETECTORES DE NEUTRONES AMBIENTALES Y PERSONALES PARA SU USO EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA: RESULTADOS EXPERIMENTALES Y SIMULACIONES MONTE CARLO 293
Martínez Francés, E.; Morán Velasco, V.; Romero Gutiérrez, A. M.; Rivera Vázquez, S.; Rodríguez Jiménez, R.; Cabello García, J. P.; Viñals Muñoz, A.; Burguete, J.; Méndez Villafañe, R.; Soria Ruíz- Ogarrio, L.; Arenas Vicente, J.; Parla Rodríguez, S.; Martí Climent, J. M.

MODELADO DE UN SISTEMA DE PROTONTERAPIA CON BARRIDO ACTIVO MEDIANTE EL MÉTODO DE MONTE CARLO 295
Viñals Muñoz, A.; Cabello García, J. P.; Fernández Ramos, M.; García Sanz, A.; Fayos-Solá Capilla, R.; Ramón García, C.; Antolín San Martín, E.; García Ovejero, J.; Pedrero De Aristizábal, D.; Azcona Armendáriz, D.

PENG4: INTEGRACIÓN DEL ALGORITMO DE TRANSPORTE DE CLASE II DE PENELOPE EN SIMULACIONES CON GEANT4 297
Cortés Giraldo, M. A.; Galocha Oliva, M.; Salvat, F.; Asai, M.

SIMULACIÓN DE IMÁGENES MAMOGRÁFICAS DIGITALES USANDO GAMOS 298
Lozano Martínez, F. R.; Sanchez Lara, V.; Martínez Gómez, L. C.; Huerga Cabrerizo, C.; García Pinto, D.

PRIMEROS MAPAS MICRODOSIMÉTRICOS EN PROTONTERAPIA EN EL DCPT 300
Riera-Llobet, C.; Fleta, C.; Ibáñez, P.; Vestergaard, A.; Stolarczyk, L.; Bassler, N.; Lundsteen, V.; Guardiola, C.

ESTUDIO DE PROTECCIÓN DE LA PIEL EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DE CÁNCER DE MAMA MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO 301
Oliver Gil, S.; Hernández, C.; Juste Vidal, B.; Miró Herrero, R.; Verdú, G.; Lliso Valverde, F.; Pérez Calatayud, J.

CARACTERIZACIÓN DE HACES DE RAYOS X BASADA EN EL CÓDIGO DE MONTE CARLO PENRED 303
Ribes, V.; Oliver Gil, S.; Giménez Alventosa, V.; Verdú, G.

DISEÑO DE UNA NUEVA CALIBRACIÓN ESTEQUIOMÉTRICA PARA IMÁGENES CT DE DOBLE ENERGÍA BASADO EN UN MODELO FÍSICO 305
Vera-Sánchez, J. A.; González Pose, A.; Ruiz Morales, C.

CARACTERIZACIÓN DE UN ACELERADOR FLASH DE ELECTRONES: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIMETRÍA Y CÁLCULOS DE BARRERAS CON GAMOS 306
Lagares González, J. I.; Sarasola Martin, I.; Arce, P.; Miras Del Río, H.; De Liso, V.; D'amico, I.; Pensavalle, J. H.; Felici, G.; Ramos Martín, F.; Ibañez Moragues, M.; Chamorro Claver, N.; Morcillo Alonso, M. Á.; Sanchez-Doblado, F.

ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

INNOVACIÓN EN TRATAMIENTOS SUPERFICIALES CON RADIONÚCLIDOS ABIERTOS (RHENIUM-188): OPTIMIZACIÓN DOSIMÉTRICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO 308
Lozares Cordero, S.; Vijande Asenjo, J.; Tur, P.; González Pérez, V.; Rembielak, A.

RADIODIAGNÓSTICO DE ISQUEMIA, HEMORRAGIA Y EDEMA CEREBRAL EN ENTORNOS CON RECURSOS LIMITADOS: SIMULACIÓN 2D-3D DE RADIOGRAFÍAS DIGITALES Y EQUIVALENCIA HU-ESCALA DE GRISES OPTIMIZADA POR INTELIGENCIA ARTIFICIAL 310
Yovera Alvarez, J.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOBIOLOGÍA Y EPIDEMIOLOGÍA

INVESTIGANDO LOS MECANISMOS BIOMOLECULARES SUBYACENTES A LA RADIOTERAPIA FLASH A PARTIR DEL ANÁLISIS DE SU ESPECTRO INFRARROJO 311
Martínez-Rovira, I.; Petit, B.; González-Vegas, R.; Vozenin, M.; Yousef, I.

MODELO PREDICTIVO DE CONTROL NEOPLÁSICO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA CORPORAL ESTEREOTÁCTICA DE METÁSTASIS VERTEBRALES 312
Cano Iglesias, E.; Fernández Sánchez, T.; Torres Sánchez, J.

ESTUDIOS DE RADIOBIOLOGÍA IN VITRO E IN VIVO PARA PROTONTERAPIA: RBE, LET Y COMBINACIÓN CON INMUNOTERAPIA 315
Ibáñez Moragues, M.; Chamorro Claver, N.; Lagares, J. I.; Oteo, M.; Arce Dubois, P.; Ramos-Martín, F.; Luján-Rodríguez, V. M.; Vela, O.; G. Martínez, V.; Martin-Rey, M. A.; De Almeida, E. I.; Alberquilla-Fernandez, O.; Viñals Muñoz, A.; Segovia, J. C.; Azcona, J. D.; Sanchez-Dominguez, R.; Morcillo, M. Á.

ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO NACIONAL EN DOSIMETRÍA BIOLÓGICA: UNA RESPUESTA COORDINADA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS 317
Alcaraz, M.; Armengol, G.; Barquinero, J. F.; Burgos Molina, A. M.; Campayo, J. M.; Carrasco De Fez, P.; Domínguez, I.; Fernández, C.; Fernández, C.; Fernández, J. L. (10); García, J. A.; Gomis-Ferraz, J. G.; Gyingiri, D.; López, I.; Lozano, M. Á.; Luis Simon, F. J.; Mercado, A. M.; Mariño, A.; Montoro, A.; Moreno, M.; Navarro, J. L. (14); Olivares, A.; Pastor, N. M.; Prieto, M. J.; Ruiz, M. J.; Sierra, F.; Villaescusa, J. I.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA

ACEPTACIÓN DE CUATRO RESONANCIAS MAGNÉTICAS: EXPERIENCIA DE UN SERVICIO DE RADIOFÍSICA 318
Escalada Pastor, C.; Torres López, M.; Montes, A.; Orive Escalada, J.

ÁREA TEMÁTICA: LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES

POTENCIANDO LA CONCIENCIACIÓN DE LOS PACIENTES SOBRE LA FÍSICA MÉDICA MEDIANTE LA COLABORACIÓN CON ASOCIACIONES DE PACIENTES ONCOLÓGICOS 321
Lozares Cordero, S.; González González, T.; Sánchez Casi, M.; Castillo Peña, P.; Ibáñez Carreras, R.

OBTENCIÓN DE APRECIACIÓN FAVORABLE DEL ESTUDIO DE SEGURIDAD PARA AUTORIZACIÓN DE INSTALACIONES RADIACTIVAS DE PROTONTERAPIA EN ESPAÑA CON SISTEMAS IBA PROTEUS®ONE 323
Báguena Ortega, A.; Canellas Lardiés, C.; Millán Armengol, A.; Pourbaix, J. C.

PARTICIPACIÓN ESPAÑOLA EN EL COMITÉ CIENTÍFICO DE NACIONES UNIDAS SOBRE LOS EFECTOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES (UNSCEAR) 323
Fernández Soto, J. M.; Hernández Álvarez, A. M.; Pérez Sánchez, D.; Robles Atienza, B.; Usera Mena, F.

ANÁLISIS DE LOS RECURSOS HUMANOS EN LOS SERVICIOS DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LOS HOSPITALES PÚBLICOS DEL SERGAS 324
García Pérez, A.; Reigosa Montes, S.

ÁREA TEMÁTICA: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

PROGRAMA FORMATIVO PARA SUPERVISORES Y OPERADORES DEL CAMPO DE APLICACIÓN DE PROTONTERAPIA 326
Martí-Climent, J. M.; Martínez, E.; Soria, L.; Fayos-Solá, R.; Pedrero, D.; Azcona, J.; Moran, V.

CURSO DE FORMACIÓN DE EURADOS: MANIQUÍES COMPUTACIONALES DE MALLAS PARA FÍSICA DE RADIACIONES 327
Moraleda Chaves, M.; Gómez Ros, J. M.; Huet, C.; Eakins, J.; Lombardo, P.

EDUCACIÓN Y FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA ESTUDIANTES UNIVERSITARIOS Y NO UNIVERSITARIOS DE CIENCIAS DE LA SALUD EN ESPAÑA 328
Cañete, S.; Gordo Puertas, E.; Pastor-Vega, J. M.; De La Peña Fernández, L.; Sendra Portero, F.; Manzano Martínez, F. J.

COMUNICACIÓN E INFORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA: EL PAPEL DE LAS SOCIEDADES CIENTÍFICAS EN EL DESARROLLO SOCIAL Y TECNOLÓGICO DEL PAÍS 329
Levy, D.; C. H. Villavicencio, A. L.; Oliveira De Aquino, J.

EDUCACIÓN Y ENTRENAMIENTO EN RADIOTERANÓSTICA: LO QUE SABEMOS Y LO QUE HEMOS DE APRENDER 330
Borrás, C.

HABILIDADES DOCENTES DE FORMADORES Y ACTITUD DE ROTANTES EN UNA INSTALACIÓN DE PROTONES 331
Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Martínez Sánchez, M.; García Riñón, D.; Sánchez López, R.; Galiano Fernández, P.; Rojo Navarrete, D.; Alonso Delgado, I.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Sáez Beltrán, M.

ÁREA TEMÁTICA: CULTURA DE SEGURIDAD

ANÁLISIS PROSPECTIVO DEL RIESGO EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA 333
Ruiz Galán, G.; García Marcos, R.; Ayala Lázaro, R.; Soza Marañón, Á.; Gómez Cores, S.; García Hernández, M. J.; Alarcia Noci, M.; Sanz García, I.; Barba Pérez, J. C.; Cuesta Reina, J.

COMUNICACIONES POSTERS 335

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

NUEVAS DIRECTRICES DE LA OMS PARA RESERVAS NACIONALES EN EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS Y NUCLEARES 336
Montoro, A.; Sollet, E.; Rafecas, I.; Pérez, B.; Navarro, J. F.; Mora, J. C.; Barros, C.; Irazola, L.; Obrador, E.; Gallego, E.; Estrela, J. M. (10)

PROTOCOLO DE PUESTA EN MARCHA Y VALIDACIÓN DE EQUIPOS DE BRAQUITERAPIA HDR: EXPERIENCIA CON EL SISTEMA BRAVOS 337
Rodríguez Aranda, A.; Andrades González, A.; Padilla Domínguez, C. R.

NUEVOS PROTOCOLOS DE VERIFICACIÓN DE SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS EN BRAQUITERAPIA 340
Rodríguez Aranda, A.; Naranjo Sanchez, A.; Andrades González, A.; Padilla Domínguez, C. R.

ESTUDIO COMPARATIVO DE IMÁGENES CBCT ENTRE UN NUEVO EQUIPO DE RAYOS X, UN TC DE PLANIFICACIÓN Y UN SISTEMA KV DE UN ACELERADOR LINEAL 342
Pagès Pérez, A.; Saldaña Gutiérrez, P.; Pino Sorroche, F. J.; Picón Olmos, M. C.

IMPACTO DOSIMÉTRICO EN LOS ÓRGANOS DE RIESGO DE PEQUEÑOS DESPLAZAMIENTOS DEL APLICADOR EN BRAQUITERAPIA DE CÁNCER DE CÉRVIX 343
Fernández Lara, Á. A.; Granado Alonso, L.; Agüera Rodríguez, R.; Tenllado Baena, E.; Arroyo Sánchez, C.; Álvarez Pérez, J. M.; Sánchez Ruipérez, J.; García Repiso, S.

ANÁLISIS DE LA PRECISIÓN EN LA RECONSTRUCCIÓN DEL APLICADOR Y SU IMPACTO EN LA DOSIMETRÍA DEL CÁNCER DE CÉRVIX EN BRAQUITERAPIA 346
Granado Alonso, L.; Fernández Lara, Á. A.; Arroyo Sánchez, C.; Agüera Rodríguez, R.; Ramos Pacho, J. A.; Álvarez Pérez, J. M.; Hernández González, D.; García Repiso, S.

CARACTERIZACIÓN GEOMÉTRICA Y DOSIMÉTRICA DEL APLICADOR VALENCIA PARA BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA 347
Soza Marañón, Á.; Cuesta Reina, J. A.; García Hernández, M. J.; Megias Ruiz, J. M.; Ayala Lázaro, R.; Ruiz Galán, G.; García Marcos, R.; Gómez Cores, M. S.

AUTOMATIZACIÓN DE LA VERIFICACIÓN DE LAS POSICIONES DE PERMANENCIA EN EL APLICADOR GINECOLÓGICO VENEZIA™ 350
Herreros Martínez, A.; Gubau-Besalú, M.; Agusti-Camprubi, E.; Trias, G.; Segura Roca, G.; Candela- Juan, C.

BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA. 19 AÑOS DE EXPERIENCIA EN EL HOSPITAL VIRGEN MACARENA 352
Baeza Monedero, C. J.; Gallego Castro, M.; Terrón León, J. A.

EL FILTRADO SIMPLE NO ES SUFICIENTE PARA ELIMINAR LA CONTAMINACIÓN DE LUZ CERENKOV DE CENTELLEADORES CON FIBRA ÓPTICA CONVENCIONAL CON FUENTE DE BRAQUITERAPIA HDR DE CO-60 354
Rodríguez Latorre, D.; Daçi, L.; Iglesias Rodríguez, I.; Fernández Cerezo, S.; Herrero Rojas, J.; Díaz Aviñó, C.; San José Olmedo, D.; Veiguela Prado, G.; García Balsa, Á.; Piedrafita Suárez, D.; Crelgo Alonso, D.; Villacé Gallego, A.; Martín Rodríguez, Z.; Sánchez Galiano, P.

SISTEMA HOME MADE PARA TRATAMIENTOS DE PLESIOTERAPIA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS 355
Núñez Cumplido, E. J.; Garrido Bretón, C.; Rodriguez Chimeno, G.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DEL TRATAMIENTO EXCLUSIVO DE PRÓSTATA CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS 357
Zambrano Salas, E.; Carrascosa Fernández, C.; Rivas Morales, J.; Ruíz García, E.

SUSTITUCIÓN DE AGUJAS DE TITANIO POR AGUJAS PLÁSTICAS EN IMPLANTES PERINEALES INTERSTICIALES 359
Blázquez Molina, F.; Pérez-Calatayud, J.; Lago Martín, J. D.; Rodriguez Villalba, S.; Guevara Barrera, D.; Doval Raposo, S.; Zaragoza Sánchez, C.; Santos Ortega, M.

CARACTERIZACIÓN DE LOS APLICADORES TULIP RING PARA BRAQUITERAPIA GINECOLÓGICA CON COMPONENTE INTERSTICIAL E IMAGEN POR RM 361
Veiguela Prado, G.; Fernández Cerezo, S.; Rodríguez Latorre, D.

PROCEDIMIENTO PARA CUANTIFICAR LA ROBUSTEZ DE UN PLAN DOSIMETRICO EN BRAQUITERAPIA HDR 364
Gonzalez Vecin, I. J.; Cipitria Herrero, J.; Cabañas Lobato, L.; Ruíz Egea, E.; Bouzón Salcines, B.

GUÍA PARA EL TRATAMIENTO COMBINADO DE RADIOTERAPIA EXTERNA CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE CÉRVIX 366
Rivas Morales, J. J.; Carrascosa Fernández, C. B.; Zambrano Salas, E.; Ruiz Garcia, E.

PLAN VIRTUAL VS PLAN TRATAMIENTO EN BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA DE ALTA TASA 368
Bayón Llera, J.; Eugui Martínez, R.; Segura Arribas, S.; Polo Cezón, R.; Medina Céspedes, M. D.; García Rescalvo, A.; Ortiz López, R.

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEBIDO A INCERTIDUMBRES DE OBSERVADOR EN TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA CON APLICADORES COMS 369
Alcaide De Wandeleer, J.; Marin Ciocan, A. C.; Sanchez Paños, A.; Mártinez-Costa, R.; García Gil, R.; Feliciano-Sánchez, A.; Celada Álvarez, F.; Pérez-Calatayud, M. J.; Berenguer Francés, M. A.; Lliso Valverde, F.; Carmona Meseguer, V.; Pérez-Calatayud, J.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE LA OPTIMIZACIÓN INVERSA Y LA OPTIMIZACIÓN DIRECTA EN LA BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS GUIADA POR RESONANCIA MAGNÉTICA PARA EL CÁNCER DE CUELLO UTERINO 371
De La Cruz González, M.; Pino-Sorroche, F.; Najjari, D.; Honorato Hernández, S.; Gracia, R.; Gullón, C.; Camba, F.; Benaches, L.; Picón, C.

USO DE UNA MATRIZ DE DIODOS 2D DE ALTA RESOLUCIÓN PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA 372
Comas Rodriguez, M.; Muñoz Montplet, C.; Jurado Bruggeman, D.

INTERCOMPARACIÓN DE DOS DISPOSITIVOS DE VERIFICACIÓN DE PLACAS DE RU-106 373
Gallego Castro, M.; Baeza Monedero, C. J.; Terrón León, J. A.

COMPARATIVA DOSIMÉTRICA DE ACUROS™ FRENTE A TG43 EN BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX CON APLICADOR FLETCHER 375
Manzano Rodríguez, M.; Cabello Murillo, E.; Díaz Fuentes, R.; Ferrando Sánchez, A.; Milanés Gaillet, A.; Pozo Rodríguez, G.; Adaimi Hernández, P.; Gaitán Simón, Á.; Martín García, D.; Martín Fontán, M.; Moya Prados, D.

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE BLINDAJE SOBRE UN APLICADOR GINECOLÓGICO PARA MODULACIÓN DE INTENSIDAD EN BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA EN CÁNCER DE CÉRVIX 376
Pallarés Ripollés, M.; González Pérez, V.; Oliver Gil, S.; Giménez Alventosa, V.; Lozares Cordero, S.; Angulo Santos, A.; Solla Bartual, C.; Crispín Contreras, V.

VALIDACIÓN DEL USO DE LA MATRIZ OCTAVIUS 1000 SRS PARA LA EVALUACIÓN DEL PUNTO DE REFERENCIA DEL APLICADOR VALENCIA 379
Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernandez, M. J.; Carrasco Vázquez, D.; Pons Polo, G.; Mancha Mateos, P. J.; Macías Castillo, M. J.; Márquez Pavo, L.; Baena Porras, M.; Rodriguez Alarcón, C.; Roberto Dominguez, D.

VALIDACIÓN GEOMÉTRICA MEDIANTE EL USO DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS DEL POSICIONAMIENTO DE LA FUENTE EN EL APLICADOR VAGINAL MULTICANAL DE BRAQUITERAPIA 380
Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernández, M. J.; Carrasco Vázquez, D.; Pons Polo, G.; Pons Polo, G.; Macías Castillo, M. J.; Mancha Mateos, P. J.; Márquez Pavo, L.; Baena Porras, M.; Rodriguez Alarcón, C.; Roberto Domínguez, D.

DISCREPANCIA EN EL CÁLCULO DE QA AWAY-ALONG PARA LA FUENTE IR-192 MHDR-V2 EN BRAQUITERAPIA 382
González González, T.; Sania Alcover, A. M.; Pino Sorroche, F.

CONTROL DE CALIDAD DEL ECÓGRAFO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS 383
Álvarez Sánchez, V.; De Areba Iglesias, J.; Aza Villarrubia, Z.; Bermúdez Luna, R.; Serrano Cuesta, M.; Gañán Mora, A.; Martorell Ruiz, M.; Martínez Barrio, D.

EVOLUCIÓN DE LA BRAQUITERAPIA EN EL HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS 385
Aza Villarrubia, Z.; De Areba Iglesias, J.; Álvarez Sánchez, V.; Bermúdez Luna, R.; Gañán Mora, A.; Martorell Ruiz, M.; Martínez Barrio, D. F.

BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE MAMA EN 1 Y 3 FRACCIONES (VAPBI) 387
Aza Villarrubia, Z.; Gaztañaga Boronat, M.; De Areba Iglesias, J.; Álvarez Sánchez, V.; Bermúdez Luna, R.; Gañán Mora, A.; Martorell Ruiz, M.; Martínez Barrio, D. F.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE PACIENTES

MODELO AI Y PARÁMETROS CLÍNICOS PARA LA ELECCIÓN DE TÉCNICAS VMAT Y HYBRID EN LA RADIOTERAPIA DEL CÁNCER DE MAMA 388
Rodríguez Aranda, A.; Padilla Domínguez, C. R.; Andrades González, A.

COMPARACIÓN ENTRE DOS MATRICES DE DETECTORES: FACTOR DE CAMPO Y FACTOR DE TASA 390
Gorrochategui Susperregui, A.; García Iglesias, N.; Lamaison Vidarte, M.; Mañeru Cámara, F.; Martín Veganzones, M.; Astudillo Olalla, R.; Fuentemilla Urio, N.; Bragado Alvarez, L.; Fernández Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Pellejero Pellejero, S.; Miquélez Alonso, S.

IMPLANTACIÓN DE CÁMARA DE TRANSMISIÓN (INTEGRAL QUALITY MONITOR, IQM) COMO SISTEMA DOSIMÉTRICO DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA 391
Gómez Barrado, A.; Sánchez Jiménez, A.

OPTIMIZACIÓN DE DOSIMETRÍAS CLÍNICAS CON EL PLANIFICADOR MONACO® UTILIZANDO ALTERNATIVAMENTE LAS HERRAMIENTAS PARETO Y CONSTRAINED 392
Sanchez-Reyes Fernandez, A.; Suarez Casanova, S.; Navío Martínez, J. L.; Góngora, F.

COMISIONADO DE ELEMENTS V4.0 A PARTIR DE UN CONJUNTO REDUCIDO DE MEDIDAS. COMPARACION DE CALCULO CON ECLIPSE V15 EN PACIENTES REALES 394
Aparicio Martín, A. R.; Conles Picos, I.; De La Llana Granja, V.; Ruiz Marbán, S.; Cesteros Morante, M. J.

MEDIDAS DE HETEROGENEIDADES CON MANIQUÍ ARCCHECK 396
Sanchez Ramos, A.; Pérez Rios, L.; Vicent Granado, D.; Castanedo Álvarez, M.; Iborra Oquendo, M. A.

DOSIS BAJAS EN MAMA: TOMOHELICAL O TOMODIRECT 396
Sanchez Ramos, A.; Pérez Rios, L.; Vicent Granado, D.; Castanedo Álvarez, M.; Iborra Oquendo, M. A.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA CALIDAD DE LOS TRATAMIENTOS DE SBRT Y SRS EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS 397
Sabin San Julian, C.; Garrido Bretón, C.; Romero Pérez, K.; Díaz Calzadilla, P.

ELECCIÓN DEL NÚMERO DE ISOCENTROS PARA DE TRATAMIENTOS DE TLI CON VMAT 400
Huertas Martínez, C. Á.; Ferrer, C.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; García Riñón, D.; Sánchez López, R.; Rojo Navarrete, D.; Rodríguez Roldán, M.; Sáez Beltrán, M.

EVALUACIÓN DE ÍNDICES DE COMPLEJIDAD Y RELACIÓN CON MEDIDAS DE QA DE PACIENTES 401
Martinez Barrio, D.; De Areba Iglesias, J.; Alvarez Sanchez, V.; Aza Villarrubia, Z.; Bermudez Luna, R.; Gañan Mora, A.; Martorell Ruiz, M.

METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN DE SISTEMA REDUNDANTE DE CÁLCULO DE DOSIS SCIMOCA 403
Cano Iglesias, E.; García Baltar, J. A.; Vicente Hernández, F. J.; Sedano Ferreras, P.; Nuño Rodríguez, C.

VERIFICACIÓN DE LA ESTABILIDAD DEL ÍNDICE GAMMA EN ACELERADORES GEMELOS 406
Pérez Segura, J.; Hernández Concepción, E.; Garrido Bretón, C.; Díaz Calzadilla, P.; Piqueras Guardiola, F.; Hernández Leal, P. A.

OPTIMIZACIÓN DEL PARÁMETRO DLG Y ANÁLISIS DE SU IMPACTO EN PLANES CLÍNICOS EN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSETM 408
González Kölmel, E.; Salas Mellado, A.; Facal Molina, I.; Luna Vega, V.; Sánchez García, M.

DOSMETRÍA EN PIEL EN TRATAMIENTOS INTRAOPERATORIOS DE MAMA 409
Fernández Belmonte, F.; Garrido Bretón, C.; Sabín San Julián, C.; Díaz, P.; Piqueras Guardiola, F.

EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DIRECT DENSITY EN PRESENCIA DE METALES Y SU APLICACIÓN PARA REDUCIR ARTEFACTOS METÁLICOS 410
Luis Simon, F. J.; Sanchez Esperon, J.; Torres Arroyo, I.; Gaztelu Blanco, I.; Marquez, S. E.; Baeza Trujillo, M.

PROPUESTA DEL ESTABLECIMIENTO DE UNA SOLUCIÓN DE CLASE EN LOS TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN EL EQUIPO MRLINAC MRIDIAN® (VIEWRAY®) 411
Góngora Ariza, F.; Gómez Barrado, A.; Meilán Bermejo, E.; Sánchez-Reyes Fernández, A.; Benítez Serrano, J. A.; Sánchez Jiménez, A.

COMPARACIÓN DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON VMAT USANDO DIFERENTES ENERGÍAS 412
San Miguel Avedillo, F. J.; Flores Cacho, I.; Hernández García, J.; Plaza Núñez, R.; Williamson Puente, S.; Montero Díaz, N.; Ruiz Prados, M.; Fernández Ruiz, M. L.; Durán De La Torre, M. V.

DOSIS DEBIDA A NEUTRONES EN PACIENTES DE RADIOTERAPIA 413
San Miguel Avedillo, F. J.; Fernández Ruiz, M. L.; Ruiz Prados, M.; Montero Díaz, N.; Flores Cacho, I.; Williamson Puente, S.; Hernández García, J.; Plaza Núñez, R.; Durán De La Torre, M. V.

EXPERIENCIA EN CALIBRACIÓN DEL DETECTOR DELTA4 + 415
San Miguel Avedillo, F. J.; Flores Cacho, I.; Williamson Puente, S.; Hernández García, J.; Plaza Núñez, R.; Montero Díaz, N.; Ruiz Prados, M.; Fernández Ruiz, M. L.; Durán De La Torre, M. V.

EXPERIENCIA EN TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA CON ESQUEMA FAST FORWARD PARA TRATAR MAMA COMPLETA Y GANGLIOS REGIONALES 416
Muñiz Romero, G.; Tejada Ortigosa, E. M.; Ollinger Casin, I.; Gaztelu Blanco, I.; De Haro, R.; Luís Simón, F. J.

RESULTADOS DOSIMÉTRICOS DE PLANIFICACIONES DE IRRADIACIÓN GANGLIONAR TOTAL EN TOMOTERAPIA 417
Alonso Delgado, I.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Galiano Fernández, P.; Martínez Sánchez, M.; De La Monja Rey, P.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Rodríguez Roldán, M.; Sáez Beltrán, M.

DOSIS EN PIEL EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA CON ETHOS 419
Ribot Hernández, I.; Díaz Calzadilla, P.; Del Campo Muñoz, T.; Piqueras Guardiola, F.

MODELO PREDICTIVO PARA CALCULAR LAS DISTRIBUCIONES DE LA TASA DE DOSIS EN UN SISTEMA DE TERAPIA DE PROTONES DE ESCANEO DE HAZ BASADO EN SINCROTRÓN 420
Burguete, J.; Fernández-Ramos, M.; Viñals, A.; García-Cardosa, M.; Azcona, J. D.

VERIFICACIÓN PERSONALIZADA DE RADIOCIRUGÍA CON TOMOTERAPIA RADIXACT 422
Garcia Baltar, J. A.; Sedano Ferreras, P.; Cano Iglesias, E.; Palomo Gómez, J.; Nuño Rodriguez, C.; Miura Doblas, M.

CONSECUENCIAS DOSIMÉTRICAS DE DIFERENTES METODOLOGÍAS DE CÁLCULO DE TIEMPOS DE PROTECCIÓN PARA LA IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL (TBI) 423
Álvarez Pérez, J. M.; Tenllado Baena, E.; Ramos Pacho, J. A.; Arroyo Sánchez, C.; Granado Alonso, L.; Escobar Corominas, I.; García De Iturrospe Lizaso, J.; García Repiso, S.

COMPARACIÓN DE CRITERIOS GAMMA PARA VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO DE VMAT CON PANEL DE SILICIO AMORFO IVIEW Y SOFTWARE EPIBEAM RESPECTO A LA MATRIZ DE IONIZACIÓN OCTAVIUS 1500 425
Calatayud Jordán, J. M.; Tortosa Oliver, R. A.; Vila Viñas, M.; Nagore Cía, G.

REDUCIENDO LOS MÁXIMOS DE DOSIS EN GAMMA KNIFE: EN BÚSQUEDA DE LA DOSIS HOMOGÉNEA 426
Sánchez Relucio, J. C.; Castelló Muñoz, A.; Mosquera Cereijo, I.; Pascual Pérez, R.; Andrés Bautista, D.; Díez Domingo, S.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE TRATAMIENTOS ULTRACORTOS CON VMAT PARA MAMA IZQUIERDA 428
García Hernández, J. J.; Ruiz Bueno, A.; Rossi Coronado, K. D.; Toribio Berruete, I.; Adillo Montero, C. H.; De Pablos Fernández, V.; Brandemann, C. S.

ANÁLISIS DE LOS NTCP EN RECTO PARA TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA EN PRECISION 429
Pérez Rios, L.; Quiñones Rodríguez, L. Á.; Vicent Granado, D.; Sánchez Ramos, A.; Castanedo Álvarez, M.; Iborra Oquendo, M. A.

COMPARATIVA DOSIMÉTRICA ENTRE EL USO DE MORDAZAS DINÁMICAS VS FIJAS 430
Pérez Rios, L.; Sánchez Ramos, A.; Vicent Granado, D.; Castanedo Álvarez, M.; Iborra Oquendo, M. A.

FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE PLANES EN EL SISTEMA IDMS 431
Pérez Rios, L.; Vicent Granado, D.; Castanedo Álvarez, M.; Sánchez Ramos, A.; Iborra Oquendo, M. A.

ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE 2 MODELOS DE CÁLCULO INDEPENDIENTE 433
García Reyes, M.; León García, J. L.; Sasián Cagigas, R.

DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN PACIENTES CON CÁNCER DE CABEZA Y CUELLO Y SU APLICACIÓN EN LA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA 435
Jiménez López, M. Del P.; Candón González, C. L.; Calama Santiago, J. A.; Rodríguez Rodríguez, C.; Orozco Martínez, F.; López Fernández, A.

COMISIONADO SRS MAPCHECK CON STEREOPHAN PARA SU USO COMO SISTEMA DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE SBRT 436
González Vizuete, M.; Ramos Caballero, L. J.; Martín Rodriguez, J.; Miguel Álvarez, L.; Elías Zapata, J.; Matito Escorihuela, V. M.; Iglesias Lozano, E.; Quesada Acosta, M.; Martinez Muriano, G.

ANÁLISIS RETROSPECTIVO DE DATOS CLÍNICOS Y DE DOSIMETRÍA EN VIVO PARA PACIENTES TRATADOS MEDIANTE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL 438
Nafría Jiménez, M. I.; Talaya Alarcón, M. S.; Chamorro Serrano, P.; Castro Tejero, P.; Roch González, M.; Paradela Diaz, G.; Rubiato Aragón, R.; Aldave Yaniz, D.; Casado Jiménez, M.; Gonzalo Ruiz, S.; Marín Palomo, A.; Cruz Conde, J. A.; Martín Vidales, M. C.; López Rodríguez, M.; Stoica Rosciupchin, A. E.; Villalba Pérez, C. P.; Botella Faus, P.; Obesso De Diego, A.; Simón De Blas, R.; Gallego Molina, C.; Murillo González, M. T.

COMPARACIÓN DE PLANES DE TRATAMIENTO DE TUMORES GINECOLÓGICOS PLANIFICADOS CON RAYSTATION VS PRECISION PARA RADIXACT 440
Gutiérrez Ruiz, M.; Suárez Álvarez, N.; Astudillo Olalla, R.; Gómez Enríquez, F.; Alonso, J.; Reguilón, A.; Uzquiza, J.; Rivero, A. L.; Fabregat, R.; Delgado, P.; Vázquez, J. A.; Granado, L.; Raba, J. I.

ESTIMACIÓN DE LA PROBABILIDAD DE CONTROL TUMORAL (PCT), CONSIDERANDO EL EFECTO VOLUMEN PARA TUMORES OTORRINOLARINGOLOGÍA (ORL) 442
Leonor Yuste, M.; Moreno Hurtado, Á.; Sallabanda Díaz, A.; Góngora Ariza, F.

MÉTODO NOVEDOSO PARA OPTIMIZAR EL DLG EN EL SOFTWARE MOBIUS3D PARA LAS TÉCNICAS IMRT, VMAT Y OART 444
Martínez Albaladejo, M.; Corbalán Mirete, A.; Ortega González, A.; Suárez Arteaga, J.; Puchades Puchades, V.; Ramos Amores, D.; García Sánchez, A. J.; Serna Berná, A.

INFLUENCIA DE DIFERENTES MANIQUÍES EN LAS CURVAS DE CALIBRACIÓN DE DENSIDAD EN TC 445
Martínez Albaladejo, M.; Suárez Arteaga, J.; Corbalán Mirete, A.; Ortega González, A.; Ramos Amores, D.; Puchades Puchades, V.; García Sánchez, A. J.; Serna Berná, A.

IMPACTO DOSIMÉTRICO DE LA VARIACIÓN DEL KV EN TC PARA RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA 449
Martínez Albaladejo, M.; Ortega González, A.; Suárez Arteaga, J.; Corbalán Mirete, A.; Puchades Puchades, V.; Ramos Amores, D.; García Sánchez, A. J.; Serna Berná, A.

CARACTERIZACIÓN DEL OCTAVIUS 1600-SRS 450
Gillard Barroso, N.; López Corella, A.; Olasolo Alonso, J.; Sanz Freire, C. J.; Vázquez Galiñanes, A.; Collado Chamorro, P. M.; Irazola Rosales, L.

COMPARACIÓN DE ÍNDICES DOSIMÉTRICOS DE SBRT DE PULMÓN ENTRE LOS PROTOCOLOS RTOG 0813 Y UK SABR CONSORTIUM 451
Perez Gomez, N.; Giner Sala, M.; Dorado Rogriguez, M. Del P.; Esposito, R. D.; Pérez Macho, M. M.; Gonzalez Vicente, A.; Herranz Gonzalez, M.

PRUEBAS DE COMISIONADO Y FLUJO DE TRATAMIENTO DE UN SISTEMA DE GATING POR FLUOROSCOPIA EN PROTONTERAPIA PBS 452
Cabello Garcia, P.; Pedrero De Aristizábal, D.; Viñals Muñoz, A.; Aguilar Redondo, P. B.; Fayos-Solá Capilla, R.; Antolín San Martín, E.; Ramón García, C.; García Sanz, A.; García Ovejero, J.; Azcona Armendáriz, J. D.

TBI-TOMOTERAPIA: ÚLTIMOS RESULTADOS HULP 453
Galiano Fernández, P.; Huertas Martínez, C.; Martínez Sánchez, M.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; García Riñón, D.; Sánchez López, R.; De La Monja Rey, P.; Pérez Marcos, P.; Barroso Miranda, M.; Yang, G.; Ferrer Gracia, C.; Sáez Beltrán, M.

IRRADIACIÓN DE MAMA VMAT. INCERTIDUMBRE EN DOSIMETRÍA MONTECARLO 454
Jiménez Rubio, P.; Mata Colodro, F.; Rodríguez Herrero, A.; Saborido Moral, J. D.; Luján Exposito, Á.; Buades Forner, M. J.

COMPARACIÓN DE ALGORITMOS DE CÁLCULO PARA SBRT DE PULMÓN 456
Jiménez Rubio, P.; Mata Colodro, F.; Rodríguez Herrero, A.; Saborido Moral, J. D.; Luján Exposito, Á.; Buades Forner, M. J.

VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS HÍBRIDOS DE MAMA: ¿MATRIZ DE DIODOS O CÁLCULO REDUNDANTE? 458
Liñán Rodriguez, P. M.; Alejo Luque, L.; Perales Molina, A.; Guiberalde, E.; Martinez Ortega, J.

COMPARACIÓN DE DOSIMETRÍAS EN METÁSTASIS CEREBRALES PLANIFICADAS CON ALE Y GAMMA KNIFE 460
Pascual Pérez, R.; Sánchez Relucio, J. C.; Castelló Muñoz, A.; Baños Capilla, M. C.; Andrés Bautista, D.; Mosquera Cereijo, I.; Cano Cano, G.; Díez Domingo, S.

PROCEDIMIENTO DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO DE ICP CON PRESERVACIÓN DE HIPOCAMPO 461
Monasor Denia, P.; Cabañero Escudero, B.; Berenguer Serrano, R.; Núñez Quintanilla, A. T.; De La Vara Olivas, V.; Rivera Giménez, M.; Villas Sánchez, M. V.; Sabater Martí, S.

COMPARACIÓN DE LOS ÍNDICES DE PLANIFICACIÓN DE RADIOCIRUGÍA ENTRE EL PLANIFICADOR IPLAN (BRAINLAB) Y HYPERARC (VARIAN) 463
Monasor Denia, P.; Cabañero Escudero, B.; Berenguer Serrano, R.; Núñez Quintanilla, A. T.; De La Vara Olivas, V.; Rivera Giménez, M.; Villas Sánchez, M. V.; Sabater Martí, S.

COMPARACIÓN DE LA DOSIS DE REIRRADIACIÓN CALCULADA SIGUIENDO 2 MÉTODOS DIFERENTES 464
Monasor Denia, P.; Cabañero Escudero, B.; Berenguer Serrano, R.; Núñez Quintanilla, A. T.; De La Vara Olivas, V.; Rivera Giménez, M.; Villas Sánchez, M. V.; Sabater Martí, S.

RESULTADO DE LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE SBRT Y SRS EN FUNCIÓN DE SU COMPLEJIDAD 466
Simon De Blas, R.; Roch Gonzalez, M.; Paradela Diaz, G.; Botella Faus, P.; Castro Tejero, P.; Chamorro Serrano, P.; Obesso De Diego, A.; Gallego Molina, C.

CORRELACIÓN ENTRE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS Y LET Y LA APARICIÓN DE CAMBIOS EN LA IMAGEN DE RM TRAS TRATAMIENTOS EN EL SNC CON HACES DE PROTONES 468
Fayos-Solá Capilla, R.; Cabello García, J. P.; Viñals Muñoz, A.; Ramón García, C.; Antolín San Martín, E.; García Sanz, A.; García Ovejero, J.; Azcona Armendáriz, D.; Pedrero De Aristizábal, D.; Aristu Mendioroz, J.

INFLUENCIA DEL GIRO DEL COLIMADOR SOBRE EL TEST GAMMA 469
Williamson Puente, S.; Plaza Núñez, R.; Hernández García, J.; Flores Cacho, I.; San Miguel Avedillo, F. J.

ESQUEMAS DE FRACCIONAMIENTO LOCALIZADOS Y ESPECÍFICOS POR EDAD PARA CARCINOMAS EPIDERMOIDE Y BASOCELULAR: ESTUDIO DOSIMÉTRICO RETROSPECTIVO 470
Lozares Cordero, S.; Sánchez Casi, M.; Castillo Peña, P.; González González, T.; Galán García, A.; Campos Boned, A.; Ibáñez Carreras, R.

EFECTO DEL TAMAÑO DE CAMPO EN LA CALIBRACIÓN DE LA MATRIZ OCTAVIUS 1500 DE PTW SEGÚN EL TAMAÑO DEL PTV 472
Alba Escorihuela, V.; García Apellaniz, N.; Cortabitarte Arana, M.; Bartres Salido, A.; Rochera Alba, J. P.; González Lizárraga, Í.; Fernández Leira, C.; Erzilbengoa Izaguirre, M.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS Y GESTIÓN DEL MOVIMIENTO

CONTROL DE CALIDAD DEL TRACKING (SYNCHRONY) EN TOMOTERAPIA 473
Garcia Baltar, J. A.; Sedano Ferreras, P.; Cano Iglesias, E.; Vicente Hernández, F. J.; Palomo Gómez, J.; Nuño Gomez, C.

CBCT EXTENDIDO EN TBI: GUÍA DE USO Y COMPARACIÓN CON LA TÉCNICA CONVENCIONAL 475
Rodríguez Aranda, A.; Andrades González, A.; Padilla Dominguez, C. R.

EVALUACIÓN TRIDIMENSIONAL DEL DESPLAZAMIENTO PULMONAR: IMPLICACIONES EN EL CÁLCULO DE INCERTIDUMBRE DEL PLAN EN RADIOTERAPIA PULMONAR 478
Rodríguez Aranda, A.; Andrades González, A.; Padilla Domínguez, C. R.

MEJORANDO LA PRECISIÓN DEL POSICIONAMIENTO EN RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA DE ISOCENTRO ÚNICO PARA METÁSTASIS CEREBRALES MÚLTIPLES MEDIANTE VERIFICACIÓN POR RAYOS X ACTIVADA POR EL GANTRY: HACIA UNA ESTRATEGIA SIN MÁRGENES 480
Gutiérrez Ruiz, A.; Gevaert, T.; Boussaer, M.; Everaert, T.; Ferro Teixeira, C.; De Ridder, M.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA EN OARS EN TRATAMIENTOS DE MAMA IZQUIERDA RHEMA: DIBH FRENTE RESPIRACIÓN LIBRE 481
Ortega González, A.; Carrasco Sánchez, R. M.; Corbalán Mirete, A.; Suarez Arteaga, J.; Martinez Albaladejo, M.; Ramos Amores, D.; Puchades Puchades, V.; Salinas Ramos, J.; Ros Braquehais, M. B.; Serna Berna, A.

DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN MÓVIL PARA LA GESTIÓN DE INTERRUPCIONES EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA: CÁLCULO AUTOMATIZADO DE LA DOSIS BIOLÓGICAMENTE EFECTIVA (BED) 483
Díaz Martín, A.; Melián Jiménez, M.; Estrada Pastor, O.

REVISIÓN DEL FLUJO DE TRABAJO EN EL EMPLEO DE LA SGRT 484
Obesso De Diego, A.; Botella, P.; Roch González, M.; Gallego Molina, C.; Castro Tejero, P.; Chamorro Serrano, P.; Paradela Diaz, G.; Simón De Blas, R.

PUESTA EN FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE SGRT ALIGNRT EN UN TRUEBEAM. PRUEBAS DE ESTABILIDAD Y EXACTITUD 485
Sánchez Rodríguez, A.; Suárez Gómez, S.; Garcia Garcia, J. A.

LA COMPLEJIDAD COMO PREDICTOR DE LOS RESULTADOS DE QA EN LESIONES ÚNICAS TRATADAS CON HYPERARC 487
Bartrés Salido, A.; Alba Escorihuela, V.; García Apellániz, N.; Panzuela Perez, S.; Puertolas Hernandez, J. R.; Gonzalez Lizarraga, Í.; Alonso Etxarri, M.; Fernandez Leira, C.; Pastor Sanchis, V.; Erzilbengoa, M.; Lozano Flores, F. J.

SOFTWARE DE CÓDIGO ABIERTO PARA QA ESPECÍFICO DEL PACIENTE EN TRATAMIENTOS HDR 488
Bartrés Salido, A.; Alba Escorihuela, V.; García Apellániz, N.; Panzuela Perez, S.; Gonzalez Lizarraga, I.; Puertolas Hernandez, J. R.; Alonso Etxarri, M.; Fernandez Leira, C.; Erzilbengoa, M.; Lozano Flores, F. J.

APLICACIÓN DE LA GUÍA PARA EL CONTROL DE CALIDAD Y SEGURIDAD DE LOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN Y PLANES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA AL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONACO 490
García, A.; Vera Tena, D.; Gonzalez Gonzalez, E.; López Blanco, P.; Ortega Pardina, P.; Barranco López, A.; Calvo Carrillo, S.

ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN Y DEL COMPORTAMIENTO DE LA CURVA RESPIRATORIA EN TRATAMIENTOS DE MAMA EN DIBH EN 5 FRACCIONES 491
Prado Barragán, A.; De La Casa De Julián, M. A.; García Ruiz-Zorrilla, J.; Zucca Aparicio, D.; Alonso Iracheta, L.; Martínez Felipe, A. M.; Fernández Letón, P.

MÁRGENES DE PTV 492
Muñoz Bruque, Á.; Segovia Brome, R. M.; Collado Soto, A.; Ortiz Seidel, M.

PUESTA EN MARCHA DE UN PROGRAMA INFORMATIVO DIRIGIDO A PACIENTES CANDIDATAS A RADIOTERAPIA DE MAMA EN INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA 494
Capuz Suárez, A. B.; Colmenares Fernández, R.; Morís Pablos, R.; Sevillano Martínez, D.; García Fuentes, J. D.; Cámara Gallego, M.; Prieto Morán, D.; Béjar Navarro, M. J.; Rodríguez-Manzaneque Sosa, C.; Chillida Rey, R.; Trujillo García, J.; García Vicente, F.

OPTIMIZACIÓN DE LOS CONTORNOS EXTERNOS EN ECLIPSE PARA RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE CON EXACTRAC DYNAMIC 495
Reguilón Martín, A.; Astudillo Olalla, R.; Fabregat Borras, R.; Suarez Álvarez, N.; Gutierrez Ruiz, M.; Uzquiza López, J.; Ropero Real, A.; Alonso Muriedas, J.; Pinto Guevara, F.; Garcia Lamela, M.; Vázquez Rodriguez, J. A.; Ruiz Arrebola, S.; Delgado Tapia, P.; Raba Diez, J. I.

OPTIMIZACIÓN DEL BODY GENERADO EN RAYSTATION PARA EL POSICIONAMIENTO EN RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE 497
Reguilón Martín, A.; Astudillo Olalla, R.; Fabregat Borras, R.; Suarez Álvarez, N.; Gutierrez Ruiz, M.; Uzquiza López, J.; Ropero Real, A.; Alonso Muriedas, J.; Pinto Guevara, F.; Garcia Lamela, M.; Vázquez Rodriguez, J. A.; Ruiz Arrebola, S.; Delgado Tapia, P.; Raba Diez, J. I.

OPTIMIZACIÓN DEL BODY EN EL TPS ELEMENTS PARA EL SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC DE BRAINLAB DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE 498
Reguilón Martín, A.; Astudillo Olalla, R.; Fabregat Borras, R.; Suarez Álvarez, N.; Gutierrez Ruiz, M.; Uzquiza López, J.; Ropero Real, A.; Alonso Muriedas, J.; Pinto Guevara, F.; Garcia Lamela, M.; Vázquez Rodriguez, J. A.; Ruiz Arrebola, S.; Delgado Tapia, P.; Raba Diez, J. I.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS DE MAMA EN IMRT Y 3DCRT 500
Rodríguez Álvarez, A.; López Expósito, P.; Díaz Martín, D.; Alonso Alonso, S.; Rosa Menéndez, P.; Sampayo Muñoz, A.; Niebla Piñero, A.; Niebla Piñero, A.; Portas Ferradás, B. C.

ADAPTACIÓN DE PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD DE PLANIFICADORES AL PLANIFICADOR PRECISION 501
Sanchez Ramos, A.; Pérez Rios, L.; Castanedo Álvarez, M.; Vicent Granado, D.; Iborra Oquendo, M. A.

ANÁLISIS COMPARATIVO DEL POSICIONAMIENTO EN RADIOTERAPIA DE MAMA: RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT) VERSUS LÁSERES ORTOGONALES 502
Hurtado Romero, A. E.; Sánchez Pérez, M.; Soto Angona, R.; Montoya Armisen, P.; Villar Vázquez, C.; Pena Vaquero, S.; Pérez Gómez, F.; Donis Gil, S.; Miguel Pérez, D.; Andrés Rodríguez, C.; Antón García, D.; Agulla Otero, M.; Del Castillo Belmonte, Á.; Alonso Hernández, D.; De Frutos Baraja, J. M.; Torres Cabrera, R.

FABRICACIÓN DE BOLUS PERSONALIZADO PARA TRATAMIENTOS DE MAMA RECONSTRUIDA 504
López Corella, A.; Lainez Baquero, M. C.; Guillard Barroso, N.; Sanz Freire, C.; Cebrian Bernalte, P.; Olasolo Alonso, J.; Collado Chamorro, P.; Vazquez Galiñanes, A.; Irazola Rosales, L.

ESTUDIO DE MOVIMIENTOS RESPIRATORIOS E INFLAMACIONES PARA EL DESARROLLO DE LA TÉCNICA VMAT ROBUSTA EN TRATAMIENTOS DE MAMA. COMPARACIÓN ENTRE IMRT CONVENCIONAL Y VMAT ROBUSTA ANTE INFLAMACIONES DE LA MAMA Y MOVIMIENTOS RESPIRATORIOS 506
Bataller Martí, A.; Oliver Cañamás, L.; Quirós Higueras, J. D.; Santos Serra, A.; Garcia Costa, B.; Ochoa Caparrós, J.; Parreño Sánchez, J. C.

DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLEMENTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (I): TRATAMIENTOS DE RECTO 507
Villar, C.; Miguel, D.; Montoya, P.; Sánchez, M.; Soto, R.; Pena, S.; Andrés, C.; Hurtado, A. E.; Donis, S.; Del Castillo, Á.; Agulla, M.; Pérez, F.; Antón, D.; Alonso, D.; De Frutos, J.; Torres, R.

DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLEMENTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (II): TRATAMIENTOS DE LESIONES GÁSTRICAS 509
Villar, C.; Miguel, D.; Soto, R.; Sánchez, M.; Montoya, P.; Andrés, C.; Pena, S.; Hurtado, A. E.; Donis, S.; Del Castillo, Á.; Pérez, F.; Agulla, M.; Antón, D.; Alonso, D.; De Frutos, J.; Torres, R.

DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLEMENTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (III): TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO 511
Villar, C.; Miguel, D.; Sánchez, M.; Soto, R.; Montoya, P.; Pena, S.; Andrés, C.; Pérez, F.; Agulla, M.; Antón, D.; Hurtado, A. E.; Donis, S.; Del Castillo, Á.; Alonso, D.; De Frutos, J.; Torres, R.

PLANIFICACIÓN ROBUSTA DE VMAT EN PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA Y SELECCIÓN DE UN BOLUS DE OPTIMIZACIÓN, VERIFICACIÓN CON DOSIMETRÍA EN VIVO 513
Navarro Ibarra, C.; Solís Preciado, N.; Díez Gallego, M. Á.; Pardo Perez, E.; Clemente Gutiérrez, F.; Chapel Gómez, M. L.; Forner Forner, A.; Merino Gestoso, J. Á.; García De Acilu Laa, M. P.; Castro Rizos, I.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fonseca Siles, Á.; Fustes Sanjuán, M. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Núñez Muñoz, J.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rahmouni Alami Afazaz, S.

NIVELES DE REFERENCIA DE UNIDADES DE MONITOR PARA EL CONTROL DE LA COMPLEJIDAD DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO 514
Candela Juan, C.; Latorre-Musoll, A.; Castro, C.; Sáez, J.

PUESTA EN MARCHA DE UN TABLERO DE FIBRA DE CARBONO SOBRE LA MESA DE TRATAMIENTO EN NUESTRO SISTEMA DE PLANIFICACIÓN 516
Lorenzo Casas, E.; Escobar Corominas, I.; Arroyo Sánchez, C.; Álvarez Pérez, J. M.; Fernández Lara, Á. A.; Hernández Rodríguez, J.; Sánchez Ruipérez, J.; Martín Rincón, C.

SUMA DE DOSIS DE DISTINTOS CT: APLICACIÓN A SUMA EN EQD2 Y SUMA DE PLANES INDIVIDUALES EN MRIDIAN (VIEWRAY) 517
Meilán Bermejo, E.; Benítez Serrano, J. A.; Gonsalves Pieretti, D.; González Ferreira, J. A.; Fernández Pascual, C.

ANÁLISIS DE ASIGNACIONES DE DENSIDAD EN PLANIFICACIÓN DE SBRT DE PULMÓN 518
Ruiz García, E.; Torres Donaire, J.; Zambrano Salas, E.; Rivas Morales, J. J.

CONCEPTO DE PTV EN MEDIOS HETEROGÉNEOS 520
Torres Donaire, J.; Ruiz García, E.; Zambrano Salas, E.; Rivas Morales, J. J.

COMPARATIVA DE ALGORITMO DE PLANIFICACIÓN COLLAPSED CONE Y MONTECARLO PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA CONFORMADA 3D DE MAMA 522
Tapia Pavón, A.; Cano Iglesias, E.

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA PARA HABILITAR JAW TRACKING EN ARCOS CONFORMADOS EN EL PLANIFICADOR ECLIPSE DE VARIAN 524
Tenllado Baena, E.; Álvarez Pérez, J. M.; Lorenzo Casas, E.; Agüera Rodríguez, R.; Arroyo Sánchez, C.; Fernández Lara, Á. A.; Granado Alonso, L.; Martín Rincón, C.

ANÁLISIS DE SESIONES DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN ETHOS Y BÚSQUEDA DE INDICADORES PREDICTIVOS DE CAMBIOS EN LOS PLANES 526
Tenllado Baena, E.; Agüera Rodríguez, R.; Vicente Bernal, R.; Ramos Pacho, J. A.; Fernández Lara, Á. A.; Hernández Rodríguez, J.; Sánchez Ruipérez, J.; Granado Alonso, L.

DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA PARA DIVIDIR ARCOS DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EN SUB-ARCOS DE IGUAL DURACIÓN 528
Tenllado Baena, E.; Escobar Corominas, I.; Granado Alonso, L.; Vicente Bernal, R.; Hernández González, D.; García De Iturrospe Lizaso, J.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.

VERIFICACIÓN CUANTITATIVA DE UNIÓN DE HEMICAMPOS EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON GANGLIOS USANDO PELÍCULA RADIOCRÓMICA 530
González Kölmel, E.; Salas Mellado, A.; Sánchez García, M.; Otero Martínez, C.; Mosquera Sueiro, J.; Lobato Busto, R.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE LA PLANIFICACIÓN HÍBRIDA VMAT-3D RESPECTO A LA TÉCNICA CONVENCIONAL 3D EN PACIENTES DE MAMA IZQUIERDA SEGÚN PROTOCOLO FAST-FORWARD 532
Orozco Martínez, F.; García-Alejo Hernández, R.; Sánchez Rodillo, G.; Fermoso Gutiérrez, J. A.; Gómez Fervienza, J. R.; Díaz De Tuesta Rodríguez, S.

IMPLICACIONES DOSIMÉTRICAS DE ELM (ENHANCED LEAF MODEL) EN TRATAMIENTOS DE MÚLTIPLES METÁSTASIS CON UN SOLO ISOCENTRO 533
Picón García, F.; Torres Arroyo, I.; Baeza Trujillo, M.; Luis Simón, F. J.

TÉCNICA HÍBRIDA PARA TRATAMIENTO DE MAMAS CON GANGLIOS SIN CONTROL DE RESPIRACIÓN 534
Blázquez Molina, F.; Pérez-Calatayud, J.; Lago Martín, J. D.; Rodriguez Villalba, S.; Guevara Barrera, D.; Doval Raposo, S.; Zaragoza Sánchez, C.; Santos Ortega, M.

EVALUACIÓN DE DOSIS EN ÓRGANOS DE RIESGO EN TRATAMIENTOS 3DCRT Y VMAT DE MAMA IZQUIERDA EN DIBH 536
Clemente Gutiérrez, F.; Navarro Ibarra, C. A.; Díez Gallego, M. Á.; García De Acilu Laá, M. P.; Pardo Pérez, E.; Merino Gestoso, J. Á.; Forner Forner, Á.; Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Castro Rizos, I.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fonseca Siles, A.; Fustes Sanjuán, M. M.; Hortelano Domínguez, A. M.; Núñez Muñoz, J.; Rodríguez Hidalgo, M. P.

INFLUENCIA DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO EN LA DOSIMETRÍA DE LOS TRATAMIENTOS DE MAMA 537
San Miguel Avedillo, F. J.; Flores Cacho, I.; Williamson Puente, S.; Hernández García, J.; Plaza Núñez, R.; Ruiz Prados, M.; Fernández Ruiz, M. L.; Montero Díaz, N.

INFLUENCIA DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN EN LA DOSIMETRÍA DE LOS TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA 538
San Miguel Avedillo, F. J.; Flores Cacho, I.; Hernández García, J.; Williamson Puente, S.; Plaza Núñez, R.; Fernández Ruiz, M. L.; Ruiz Prados, M.; Montero Díaz, N.

DOSIMETRÍA PRETRATAMIENTO EN LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA 539
San Miguel Avedillo, F. J.; Flores Cacho, I.; Hernández García, J.; Williamson Puente, S.; Plaza Núñez, R.; Ruiz Prados, M.; Montero Díaz, N.; Fernández Ruiz, M. L.; Durán De La Torre, M. V.

OPTIMIZACIÓN DEL TIEMPO EN TRATAMIENTOS PALIATIVOS PARA METÁSTASIS ÓSEAS 540
San Miguel Avedillo, F. J.; Ruiz Prados, M.; Fernández Ruiz, M. L.; Montero Díaz, N.; Flores Cacho, I.; Williamson Puente, S.; Hernández García, J.; Plaza Núñez, R.; Durán De La Torre, M. V.

ANÁLISIS DE LAS DISCREPANCIAS DOSIMÉTRICAS DETECTADAS EN LA PLATAFORMA SUNCHECK EN LESIONES PEQUEÑAS E HIPODENSAS 541
Camba Capitán, F. M.; Sancho-Kolster, I.; Pino-Serroche, F.; Zardoya-Anton, E.; Núñez-Fernández, M.; Asiain Azcarate, L.; Cruz-González, M.; Benaches-Magraner, L.; Picon-Olmos, C.

EVALUACIÓN DEL ACELERADOR LINEAL ETHOS EN EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER DE PRÓSTATA 543
Ribot Hernández, I.; Piqueras Guardiola, F.; Del Campo Muñoz, T.; Díaz Calzadilla, P.

SBRT COMO TRATAMIENTO RADICAL ALTERNATIVO A LA CIRUGÍA EN CÁNCER DE MAMA 544
Muñiz Romero, G.; Velázquez Miranda, S.; López Martín, N.; De Haro, R.; Luís Simón, F. J.

COMPARATIVA DE PLANIFICACIONES DE TRATAMIENTO MAMARIO CON PINNACLE Y ECLIPSE: FRACCIONAMIENTO Y TÉCNICAS 546
Muñiz, G.; Luís Simón, F. J.

EFECTO DE LA ASIGNACIÓN DE DENSIDADES A NIVEL ESTRUCTURAL EN LA PRECISIÓN DEL CÁLCULO DOSIMÉTRICO EN SBRT DE PRÓSTATA 547
Yang, G.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Martínez Sánchez, M.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Sánchez López, R.; De La Monja Rey, P.; Sáez Beltrán, M.

CUANTIFICACIÓN DEL EFECTO DOSIMÉTRICO DE LA CONEXIÓN DE LA MESA IBEAM EVO (ELEKTA) CON SUS EXTENSIONES EN TRATAMIENTOS DE VMAT 549
Flores Cacho, I.; San Miguel Avedillo, F. J.; Williamson Puente, S.; Hernández García, J.; Plaza Núñez, R.; Montero Díaz, N.; Ruiz Prados, M.; Fernández Ruiz, M. L.; Durán De La Torre, M. V.

CONTORNEO EN EJES PARA-AXIALES EN MONACO PARA TRATAMIENTOS GINECOLÓGICOS CON BRAQUITERAPIA O RADIOTERAPIA EXTERNA 551
Flores Cacho, I.; Williamson Puente, S.; Zalabarria Zarrabeitia, Z.; San Miguel Avedillo, F. J.; Hernández García, J.; Plaza Núñez, R.; Ruiz Prados, M.; Montero Díaz, N.; Fernández Ruiz, M. L.; Durán De La Torre, M. V.

REVISIÓN DE SBRT PULMONAR EN HCUZ 554
González Lizarraga, I.; Calderó Torra, M.; López Mata, M.; García Romero, A.; Barranco López, A.

EXACTRAC DYNAMIC COMO HERRAMIENTA DE POSICIONADO EN UN TRATAMIENTO DE RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA 555
Sanz García, I.; García Hernández, M. J.; Barba Pérez, J. C.; Megías Ruiz, J. M.; Cuesta Reina, J. A.; Musson Gómez, D. A.; Ruiz Galán, G.; Gómez Cores, M. S.; García Marcos, R.

SEGUIMIENTO INTRAFRACCIÓN DE SBRT DE GANGLIOS PÉLVICOS CON EXACTRAC DYNAMICS 556
Fernández Romero, J. J.; Calatrava Ramírez, M.; Martín-Viera Cueto, J. A.; Jiménez Reina, E.; Cenizo De Castro, E.; García Pareja, S.

SEGUIMIENTO INTRAFRACCIÓN DE TRATAMIENTOS DE PELVIS Y CRÁNEO CON EXACTRAC DYNAMIC 558
Fernández Romero, J. J.; Martín-Viera Cueto, J. A.; García Pareja, S.; Cenizo De Castro, E.; Bermúdez Requena, A.; Casado Villalón, F. J.

ANÁLISIS DEL PREPOSICIONAMIENTO CON EL SISTEMA DE SGRT EXACTRAC DYNAMIC® PARA EL TRATAMIENTO DE SARCOMAS 559
Alonso Muriedas, J.; Castro Nora, D.; Hierro Rivero, A.; Valverde Pascual, I.; Alcibar-Arechuluaga Artaza, C.; Perez Azorín, J. F.

IMPACTO DE LA RADIOTERAPIA EN LAS PARÓTIDAS: ¿CUÁNTO CAMBIAN? 560
Pérez Azorin, J. F.; Cacicedo Fernández De Bobadilla, J.; Trueba Garayo, I.; Valduvieco, I.; Candela, C.

AJUSTE PARÁMETROS MLC EN RAYSTATION BASADO EN MEDIDAS DE GAPS SÍNCRONOS Y ASÍNCRONOS 564
Olasolo Alonso, J.; Vazquez Galiñanes, A.; Gillard Barroso, N.; Lopez Corella, A.; Sanz Freire, C.; Collado Chamorro, P.; Irazola Rosales, L.

COMISIONADO DEL PLANIFICADOR RAYSTATION PARA TRES VERSAHD GEMELOS 564
Olasolo Alonso, J.; Vázquez Galiñanes, A.; Gillard Barroso, N.; Irazola Rosales, L.; Collado Chamorro, P.; Sanz Freire, C.; Lopez Corella, A.

COMBINACIÓN DEL GUIADO POR SUPERFICIE (ALIGNRT) CON LOS SISTEMAS RPM EN TRATAMIENTOS CON INSPIRACIÓN MANTENIDA 565
Chimeno Hernandez, J.; Richart Sancho, J.; Zaragoza Carrillo, A.; Fornes Garcia, B.; Padilla Peinado, J.; Sanjuanbenito Ruiz De Alda, W.; Martinez Navarro, J. A.; García Cases, F. J.

EVALUACIÓN DEL POSICIONAMIENTO DE LA MAMA EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DIBH MEDIANTE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO 566
Calama Santiago, J. A.; Candón González, C. L.; Jimenez Lopez, M. Del P.; Rodriguez Rodriguez, C.; Orozco Martinez, F.; Vázquez Camello, V.; Lopez Fernandez, A.

EVALUACIÓN DEL MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN EN SBRT DE PRÓSTATA CON MONITORIZACIÓN EN TIEMPO REAL CON ULTRASONIDOS 569
Garcia Ruiz-Zorrilla, J.; Prado Barragán, A.; García De Acilu Laa, M. De La P.; Hernando Requejo, O.; Martí Asenjo, J.; De La Casa De Julián, M. A.; Fernández Letón, P.; Alonso Iracheta, L.; Zucca Aparicio, D.; Martínez Felipe, A. M.

ANÁLISIS DE 2 ESTRATEGIAS PARA CORREGIR EL MOVIMIENTO INTRA- FRACCIÓN DE LA PRÓSTATA 570
Garcia Ruiz-Zorrilla, J.; García De Acilu Laa, M. De La P.; Martí Asenjo, J.; De La Casa De Julián, M. A.; Prado Barragán, A.; Hernando Requejo, O.; Fernández Letón, P.

OPTIMIZACIÓN DE LA DOSIMETRÍA EN EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA MEDIANTE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA MODULADA ADAPTADA AL MOVIMIENTO RESPIRATORIO 571
Román Raya, J.; Moreno Saiz, C.

NANORROBOTS GUIADOS POR ALGORITMOS DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL OPTIMIZADOS PARA LA ADMINISTRACIÓN DIRIGIDA DE LUTECIO-177 (LU-177) EN NÓDULOS METASTÁSICOS PULMONARES SECUNDARIOS A CÁNCER DE MAMA HER2+: NAVEGACIÓN AUTÓNOMA, MONTAJE Y DESMONTAJE PROGRAMADO PARA RADIOTERAPIA DE PRECISIÓN Y EXCRECIÓN RENAL SEGURA 573
Yovera Alvarez, J.

ANÁLISIS DE TIEMPOS Y MOVIMIENTO PROSTÁTICO INTRA- FRACCIÓN EN RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE DEL CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADO 575
Calvo-Ortega, J.; Moragues Femenia, S.; Laosa Bello, C.

ANÁLISIS DE LA MEJORA DEL MODELADO DE MLC DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE 577
Núñez Martínez, L. M.; Sánchez Jiménez, J.; Martín Albina, M. L.; Jiménez Vegas, D.; Pizarro Trigo, F.; Ronda Peñacoba, S.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Crespo Mesa, M. S.; Zaballos Carrera, S.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA EN LA IRRADIACIÓN DE MAMA IZQUIERDA: INSPIRACIÓN MANTENIDA FRENTE A RESPIRACIÓN LIBRE 579
Vidueira Martiínez, L.; Peraza Fernandez, C.; Suarez Casanova, S.; Glaría Enríquez, L. A.; Paredes Nieves, L.; Prieto Balaguer, R.; Romero Martínez, M.; Teja Ubach, M.; Torres, L.

COMPARATIVA DOSIMÉTRICA ENTRE ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN INDEPENDIENTES DEL KV DE ADQUISICIÓN EN CT 580
Alvarez Bernardo, L.; Rovira Sánchez, P.; Ponce Navarro, F. J.; Artigues Pedrola, J. M.

DOSIS DE CUERPO ENTERO Y RIESGO DE SEGUNDO CÁNCER PRIMARIO EN RADIOTERAPIA DE FOTONES Y PROTONES 581
Brualla, L.

MEDIDAS DE VERIFICACIÓN DE PLANIFICACIONES DE RADIOCIRUGÍA CON HYPERARC 582
Fernández Montes, M.; Montejo Arteche, A.; Pereda Barroeta, N.; Sánchez Hernández, N.; Válgoma Solanas, J. A.; Conejo Monasterio, F. J.

COMPARACIÓN ENTRE LOS SISTEMAS RGSC (RESPIRATORY GATING FOR SCANNERS) DE VARIAN MEDICAL SYSTEMS Y CATALYST DE C-RAD PARA EL TRATAMIENTO DE MAMA IZQUIERDA CON LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA (DIBH) 583
Montejo Arteche, A.; Válgoma Solanas, J. A.; Pereda Barroeta, N.; Sánchez Hernández, N.; Fernández Montes, M.; Conejo Monasterio, F. J.

VERIFICACIÓN DE PLANIFICACIONES MEDIANTE SISTEMA MOBIUS 3D 584
Fernández Montes, M.; Válgoma Solanas, J. A.; Montejo Arteche, A.; Sánchez Hernández, N.; Pereda Barroeta, N.; García Ferrer, I.; Jorge Bermúdez, L.; Conejo Monasterio, F. J.

PLANIFICACIÓN AUTOMÁTICA DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA CON EL PLANIFICADOR MONACO 586
Alomar Payeras, M.; Marí Palacios, A.; Sansaloni Florit, F.; Font Gelabert, J. C.

ESTUDIO DEL PARÁMETRO "ARC" EN EL PLANIFICADOR MONACO PARA UN HAZ DE TRATAMIENTO CON TÉCNICA VMAT EN EL CASO DE UNA DOSIMETRÍA DE PULMÓN 588
Martínez Sánchez, M.; Sáez Beltrán, M.; Sánchez López, R.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Pérez Marcos, P.; De La Monja Rey, P.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; García Riñon, D.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.

ESTUDIO SOBRE LA DOSIMETRÍA DE UNA SBRT DE PULMÓN DEL ERROR DE POSICIONAMIENTO EN ARCOS NO COPLANARES 589
Martínez Sánchez, M.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; García Riñon, D.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Sáez Beltrán, M.; Sánchez López, R.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Pérez Marcos, P.; De La Monja Rey, P.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA UNITY IMRT VS LINAC VMAT 590
Martínez Sánchez, M.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Garcia Riñon, D.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Sáez Beltrán, M.; Sánchez López, R.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Pérez Marcos, P.; De La Monja Rey, P.; Navarro Domenech, I.; Moreno Fuentes, B.

ESTUDIO DE UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA HOLOCRANEAL CON PRESERVACIÓN DEL HIPOCAMPO Y BOOST FOCALIZADO SOBRE LAS LESIONES MACROSCÓPICAS VISIBLES. COMPARATIVA DE LA DOSIMETRÍA ENTRE VMAT Y TOMOTERAPIA 591
Martínez Sánchez, M.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; La Rosa De Los Ríos, A.; García Riñon, D.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Sáez Beltrán, M.; Sánchez López, R.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Perez Marcos, P.; De La Monja Rey, P.

COMPARACIÓN ENTRE LA OPTIMIZACIÓN CONSTRAINED Y PARETO PARA SBRT DE PRÓSTATA EN EL MR-LINAC UNITY 594
Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Navarro Domenech, I.; Moreno Fuentes, B.; García Riñon, D.; Barroso Miranda, M.; Sáez Beltrán, M.; Sánchez López, R.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Pérez Marcos, P.; De La Monja Rey, P.

ESTIMACION DEL MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN Y DEL MARGEN CTV-PTV EN UNA TÉCNICA DE SBRT DE PRÓSTATA 595
Ariza Jimenez, M. A.; García Cabezas, S.; Palacios Eito, A.

REDUCCIÓN DE ERROR DE POSICIONAMIENTO EN LA LOCALIZACIÓN DE MAMA, CON UN SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT) 596
Ariza Jimenez, M. A.; Espinosa, M.

REGISTRO DE INCIDENCIAS EN UN SERVICIO DE RADIOTERAPIA 597
Macías Castillo, M. J.; Rodriguez Alarcón, C.; Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernández, M. J.; Carrasco Vázquez, D.; Márquez Pavo, L.; Pons Polo, G.; Baena Porras, M.; Roberto Domínguez, D.

ANÁLISIS DE LA MODULACIÓN DE LOS PLANES EN MONACO Y PROPUESTA DE FLUJO DE TRABAJO 598
Trinidad Fernández, M. J.; Llamas Martínez, P.; Pons Polo, G.; Carrasco Vázquez, D.; Macías Castillo, M. J.; Márquez Pavo, L.; Baena Porras, M.; Rodríguez Alarcón, C.; Roberto Domínguez, D.

OBTENCIÓN DE LÍMITES DE ACCIÓN Y USO DEL SOFTWARE SUNCHECK COMO CÁLCULO ALTERNATIVO EN PLANES DE PRÓSTATA 600
Trinidad Fernández, M. J.; Llamas Martínez, P.; Pons Polo, G.; Macías Castillo, M. J.; Carrasco Vázquez, D.; Márquez Pavo, L.; Baena Porras, M.; Carbajo Chavez, J. C.; Rodríguez Alarcón, C.; Roberto Domínguez, D.

EVALUACIÓN DE LOS MÁRGENES GTV-PTV EN TRATAMIENTOS DE SRS Y HFSRT DE ISOCENTRO ÚNICO 601
Roch Gonzalez, M.; Simón De Blás, R.; Chamorro Serrano, P.; Botella Faus, P.; Obesso De Diego, A.; Paradela Diaz, G.; Gallego Molina, C.; Castro Tejero, P.

SBRT ADRENAL EN PACIENTES OLIGOMETASTASICOS: NUESTRO PROTOCOLO ACTUALIZADO 603
Talaya Alarcón, M. S.; Rubiato Aragon, R.; Casado Jimenez, M.; Nafria Jimenez, M. I.; Stoica Rosciupchin, A. E.; Aldave Yaniz, D.; Castro Tejero, P.; Chamorro Serrano, P.; Murillo Gonzalez, M. T.

ANÁLISIS DE ERROR DOSIMÉTRICO POR APROXIMACIÓN DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS PARA UN ACELERADOR ELEKTA UNITY 1.5T 605
Yáñez Barro, M.; Cuenca Bandín, T.; Barbés Fernández, B.; Serrano Pérez, D.

COMPARACIÓN ENTRE LAS FUNCIONES DE COSTE BIOLÓGICAS Y FÍSICAS EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONACO 607
Barroso Miranda, M.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.; Sánchez López, R.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Pérez Marcos, P.; De La Monja Rey, P.; Mínguez Aguilar, C.

ESTUDIO RETROSPECTIVO DE 68 TRATAMIENTOS DE SBRT DE PULMON PARA ESTABLECER RECOMENDACIONES SOBRE MÉTRICAS DE CALIDAD 609
Giner Sala, M.; Dorado Rodríguez, M. Del P.; Pérez Gómez, N.; González Vicente, A.; Pérez Macho, M. M.; Esposito, R. D.; Herranz González, M.

VARIABILIDAD GEOMÉTRICA DE LA VEJIGA A LO LARGO DEL TRATAMIENTO EN PACIENTES DE RADIOTERAPIA DE PROSTATA 610
Moreno-Torres Tirado, M.; Román Vázquez, A.; Benítez Serrano, J. A.

BONDAD DE LA UTILIZACIÓN DE SUBMÁSCARAS DE EXASKIN PARA TRATAMIENTOS HIPOFRACCIONADOS CEREBRALES ANALIZADOS CON EXACTRAC DYNAMIC 613
López Martín, N.; Spa Gómez, B.; Sánchez Carmona, G.; Luis Simón, F. J.

ESTUDIO DOSIMÉTRICO DEL COMPRESOR ABDOMINAL 614
Arias Castro, P.; Alarcon Ros, R.; Gil López, C.; Morera Cano, D.; Font Gelabert, J. C.

EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN GEOMÉTRICA DE LA CAMILLA DE TRATAMIENTO HEXAPOD. SIMULACIÓN DE UN CASO CLÍNICO 616
Arias Castro, P.; Alarcon Ros, R.; Gil López, C.; González Alcantud, I.; Font Gelabert, J. C.

PLANIFICACIÓN DE IRRADIACIÓN CRANEOSPINAL PEDIATRICA CON IRRADIACIÓN PARCIAL DE CUERPOS VERTEBRALES INTEGRADA EN PROTONTERAPIA 618
Cabello Garcia, P.; Fayos-Solá Capilla, R.; Mogollón Pajarón, J. M.; González De Almeida, P.; Viñals Muñoz, A.; Antolín San Martín, E.; Ramón García, C.; García Sanz, A.; García Ovejero, J.; Palma Delgado, J.; Serrano Andreu, F. J.; Aristu Mendióroz, J. J.; Pedrero De Aristizábal, D.

EVALUACIÓN DE LA OCLUSIÓN DE LAS CÁMARAS EN EL SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE ALIGNRT 620
Chamorro Serrano, P.; Obesso De Diego, A.; Botella Faus, P.; Paradela Díaz, G.; Gallego Molina, C.; Roch González, M.; Simón De Blas, R.; Castro Tejero, P.

VARIACIONES EN EL POSICIONAMIENTO DE UN SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE PARA DISTINTAS SUPERFICIES DE REFERENCIA DICOM GENERADAS CON DISTINTOS UMBRALES 622
Chamorro Serrano, P.; Botella Faus, P.; Simón De Blas, R.; Roch González, M.; Obesso De Diego, A.; Gallego Molina, C.; Paradela Díaz, G.; Castro Tejero, P.

EFECTO DOSIMÉTRICO DE LA MESA DE TRATAMIENTO EN PLANIFICADOR MONTECARLO 625
Jiménez Rubio, P.; Martín Cascales, P.; Llorente Ortega, M.; Rodríguez Herrero, A.; Saborido Moral, J. D.; Luján Exposito, Á.; Buades Forner, M. J.

USO DE UN SISTEMA DE GUIADO POR SUPERFICIE PARA TRATAMIENTOS CON HACES DE ELECTRONES 627
Botella Faus, P.; Obesso De Diego, A.; Chamorro Serrano, P.; Paradela Diaz, G.; Simón De Blas, R.; Roch, M.; Gallego Molina, C.; Castro Tejero, P.

COMPARACIÓN DE LOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN MONACO- ECLIPSE 628
Lopez Blanco Diaz, P.; González González, E.; Vera Tena, D.; García Romero, A.; Calvo Carrillo, S.; Castan Guerrero, C.; Gómez González, N.; Serrano Zabaleta, S.; Castro Moreno, R.; Barranco López, A.; Ortega Pardina, P.; Jiménez Albericio, J.; Ruiz Manzano, P.

EVALUACIÓN RETROSPECTIVA DE LA MONITORIZACIÓN DE DOSIS ADAPTATIVA PARA CÁNCER DE CÉRVIX EN LA UNIDAD RADIXACT 630
Sánchez Rubio, P.; Rodríguez Romero, R.; Córdoba Largo, S.; Gil Haro, B.; Martínez Ortega, J.

USO DEL SOFTWARE SUNCHECK COMO CÁLCULO ALTERNATIVO EN PLANES DE CABEZA Y CUELLO 633
Trinidad Fernández, M. J.; Llamas Martínez, P.; Pons Polo, G.; Rodriguez Alarcón, C.; Macías Castillo, M. J.; Baena Porras, M.; Márquez Pavo, L.; Carrasco Vazquez, D.; Mancha Mateos, P. J.; Roberto Domínguez, D.

UTILIDAD DE LA SIMULACIÓN MONTE CARLO EN PROTONTERAPIA 634
Arce, P.; Azcona Armendariz, J. D.; Viñals Muñoz, A.

PRECISIÓN Y EFICACIA DEL SISTEMA KLARITY PARA RADIOTERAPIA ESTEREOTÁCTICA 636
Liñán Rodriguez, P. M.; Sanchez Rubio, P.; Rodriguez Romero, R.; Orive Escalada, J.; Martinez Ortega, J.

ANÁLISIS COMPARATIVO 3D-CRT VS TÉCNICA HÍBRIDA (H-VMAT) EN PLANIFICACIONES DE MAMA DE CASOS COMPLEJOS 637
Liñán Rodriguez, P. M.; Alejo Luque, L.; Perales Molina, A.; Guibelalde Del Castillo, E.; Martinez Ortega, J.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA Y ART OFFLINE DE CÁNCER DE PRÓSTATA EN ICBCT 639
García Mollá, R.; Vicedo Gonzalez, M. A.; Alcaraz Lozano, M.; Planes Meseguer, D.; García Hernández, M. T.; Rovira Escutia, J. J.; Gomez Pardos, R.; Bea Gilabert, J.

ESTUDIO DE LA ROBUSTEZ DE LAS DOSIMETRÍAS CLÍNICAS DE SBRT DE PRÓSTATA CON ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA 640
Polo Cezón, R.; Bayón Llera, J.; Medina Céspedes, M. D.; Eugui Martínez, R.; Segura Arribas, S.; García Rescalvo, A.; Ortiz López, R.; Jiménez González, J. M.

PROCEDIMIENTO DE TRATAMIENTO DE SBRT EN HÍGADO/PÁNCREAS MEDIANTE SEGUIMIENTO DE SEMILLA CON EL SISTEMA AUTOBEAM HOLD 641
Monasor Denia, P.; Cabañero Escudero, B.; Berenguer Serrano, R.; Núñez Quintanilla, A. T.; De La Vara Olivas, V.; Rivera Giménez, M.; Villas Sánchez, M. V.; Sabater Martí, S.

PROCEDIMIENTO DE OBTENCIÓN DE UN CINE TC PARA TRATAMIENTOS SBRT EN TC PHILIPS BIG BORE Y PLANIFICADOR ECLIPSE 643
Monasor Denia, P.; Cabañero Escudero, B.; Berenguer Serrano, R.; Núñez Quintanilla, A. T.; De La Vara Olivas, V.; Rivera Giménez, M.; Villas Sánchez, M. V.; Sabater Martí, S.

COMPARATIVA DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON ENERGÍAS DE 6 MV Y 10 MV CON FILTRO APLANADOR 644
Alarcon Ros, R.; Sansaloni Florit, F.; Arias Castro, J. P.; Gil Lopez, C.; Font Gelabert, J. C.

TRATAMIENTO EN INSPIRACIÓN FORZADA MANTENIDA CON BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC. COMPARATIVA DE DESPLAZAMIENTOS INDICADOS DURANTE CBCT CON UN SISTEMA DE SGRT Y LOS APLICADOS POR FUSIÓN ONLINE 646
Astudillo Olalla, R.; Martín Veganzones, M.; Bragado Álvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Fuentemilla Urío, N.; Pellejero Pellejero, S.; Lamaison Vidarte, M.; García Iglesias, N.; Gorrochategui Susperregui, A.; Manterola Burgaleta, A.; Jablonska, P. A.; Fernández Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Mirquélez Alonso, S.

COMPARACIÓN DE TIEMPOS DE TRATAMIENTO ENTRE SISTEMAS PARA RADIOTERAPIA EN INSPIRACIÓN FORZADA MANTENIDA (DIBH) 647
Astudillo Olalla, R.; Bragado Álvarez, L.; Martín Veganzones, M.; Mañeru Cámara, F.; Fuentemilla Urío, N.; Pellejero Pellejero, S.; Lamaison Vidarte, M.; García Iglesias, N.; Gorrochategui Susperregui, A.; Biscari García, L.; Martínez Montesinos, I.; Fernández Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.

OPTIMIZACIÓN CON PRESERVACIÓN SELECTIVA PARA TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA EN PROTONTERAPIA 649
Fayos-Solá Capilla, R.; Pascau Gonzalez-Garzón, J.; Cubero Gutiérrez, L.; Carreras Salinas, S.; Calvo Manuel, F. Á.

WHERE SHOULD THE VERTICES BE PLACED? OPTIMIZING THE GEOMETRIC DISTRIBUTION OF LATTICE VERTICES TO MAXIMIZE COLD VALLEYS USING VMAT WITH NEGATIVE MARGINS 651
Velázquez, S.; Picon Garcia, F.; Sánchez Esperón, J.

DISEÑO DOSIMÉTRICO, MONITORIZACIÓN CLÍNICA, DOSIMETRÍA IN VIVO Y ESTUDIO FULL-MONTE-CARLO PARA LESIONES SUBCENTIMÉTRICAS DE PULMÓN 653
Velázquez Miranda, S.; De Sequeira Ribeiro Nunes, C. M.; Ureba Sánchez, A.; González Vizuete, M.; Leal Plaza, A.

PRIMERA EXPERIENCIA EN HUMANOS: RADIOTERAPIA CORPORAL ESTEREOTÁCTICA EN UNA SOLA FRACCIÓN PARA NEUROBLASTOMA PEDIÁTRICO 654
Velázquez, S.; Gomis Sellés, E.; Muñoz Muñoz, Ó.; Delgado León, B. D.; López Guerra, J. L.; Cabrera Roldán, P. C. R.

EXPERIENCIA CON EL DISPOSITIVO DE INMOVILIZACIÓN EASYFIX®(ANATGE) EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO (HUVR) 656
Castro Nora, D.; Ferrer Aparicio, M.; Delgado Espinosa, S.; Velázquez Miranda, S.

IMPLEMENTACIÓN DE IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL (TBI) CON VMAT 657
Serrano Aguirre, S.

METODOLOGÍA Y ANÁLISIS DOSIMÉTRICO EN TRATAMIENTOS DE SBRT CARDÍACA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARI VALL D'HEBRON 657
Pié-Padró, S.; Navarro-Palomas, P.; Guardiola-Zaragoza, P.; Granado, R.; Reyes, V.; Rivas, N.; Seoane, A.

DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN TRATAMIENTOS DE SBRT CARDÍACA 659
Pié-Padró, S.; Navarro-Palomas, P.; Guardiola-Zaragoza, P.; Seoane, A.

PLANIFICACIÓN MIXTA T-VMAT/ARCO DE ~220° PARA RADIOTERAPIA DE MAMAS IZQUIERDAS EN RESPIRACIÓN LIBRE 660
Serrano Zabaleta, S.; Corral Delgado, S.; Vera Tena, D.; González González, E.; López-Blanco Díaz, P.; Bataller Martí, A.; Castro Moreno, R.; Castán Guerrero, C.; Jiménez Albericio, J.

EXPLORACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE SEGMENTACIÓN DE MONACO PARA REDUCIR LA SOBREMODULACIÓN 661
Serrano Zabaleta, S.; Corral Delgado, S.; Bataller Martí, A.; Castro Moreno, R.; Castán Guerrero, C.; Vera Tena, D.; González González, E.; López-Blanco Díaz, P.; Jiménez Albericio, J.

HACIA UN FLUJO DE TRABAJO MR-ONLY: CREANDO UNA LIBRERÍA PROPIA DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS PARA UN MR- LINAC 662
Cuenca Bandín, T.; Yáñez Barro, M.; Fadrique, S.; Etxeberria Urquia, H.; Urdánoz Legasa, N.; Barbés Fernández, B.; Burguete Mas, J.

REDUCIENDO INCERTIDUMBRES DOSIMÉTRICAS. ANÁLISIS DE LA DEPOSICIÓN DE DOSIS EN UN SARCOMA DE CORAZON CONSIDERANDO SU MOVIMIENTO CON MR-LINAC 664
Meneses Felipe, A.; Cuenca Bandín, T.; Barbés Fernández, B.; Fuertes Valles, L.; Garcia Cardosa, M.; Burguete Mas, J.

PUESTA EN MARCHA DEL PLANIFICADOR ELEMENTS PARA TRATAMIENTO DE MULTIMETÁSTASIS 666
Tato De Las Cuevas, F.; Del Campo Muñoz, T.

ANÁLISIS DEL MARGEN CTV-PTV EN RADIOCIRUGÍAS CON CONOS MEDIANTE WINSTON-LUTZ 667
González González, T.; Jiménez Puertas, S.; Castillo Peña, P.; Sánchez Casi, M.; González Rodríguez, A.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA APLICACIONES CLÍNICAS, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

SIMULACIÓN E IGRT EN TRATAMIENTOS DE SBRT ADRENALES 669
Obesso De Diego, A.; Castro Tejero, P.; Simón De Blas, R.; Roch González, M.; Paradela Diaz, G.; Gallego Molina, C.; Botella Faus, P.; Chamorro Serrano, P.

PUESTA EN MARCHA DE UN ACELERADOR CON RESONANCIA PARA REALIZAR TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN TIEMPO REAL 670
Gómez Barrado, A.; Sánchez Jiménez, A.

VERIFICACIÓN DE POSICIONAMIENTO DE ISOCENTROS EN GAMMA KNIFE CON MANIQUÍ RANDO 671
Castelló Muñoz, A.; Sánchez Relucio, J. C.; Pascual Pérez, R.; Andrés Bautista, D.; Mosquera Cereijo, I.; Díez Domingo, S.

ANÁLISIS DE DISTRIBUCIÓN DOSIMÉTRICA DE GAMMA KNIFE CON MANIQUÍ RANDO 672
Castelló Muñoz, A.; Sánchez Relucio, J. C.; Andrés Bautista, D.; Pascual Pérez, R.; Mosquera Cereijo, I.; Díez Domingo, S.

CLASIFICACIÓN DE PACIENTES PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE CBCT DE PELVIS EN IGRT 674
Domínguez Perea, A.; Sania Alcover, A. M.; Barceló Pagès, M.; Jornet Sala, N.; Carrasco De Fez, P.

¿CÓMO HACER UN GRÁFICO DE CONTROL CON TENDENCIAS O VARIABLES DE INFLUENCIA? APLICACIÓN EN ÍNDICES DE COMPLEJIDAD 676
Gañán Mora, A.; Aza Villarrubia, Z.; Bermúdez Luna, R.; De Areba Iglesias, J.; Álvarez Sánchez, V.; Martorell Ruiz, M.; Martínez Barrio, D. F.

ANÁLISIS DEL SEGUIMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS PROPORCIONADOS POR EL SOFTWARE VMAT CAT 677
Tapia Pavón, A.; Fernández Sánchez, T.

ANÁLISIS DE LOS PRIMEROS TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON EL SISTEMA DE IMAGEN GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT) EN RADIOTERAPIA 679
Garcia Costa, B.; Ochoa Caparrós, J.; Parreño Sánchez, J. C.; Juan Senabre, X. J.; Santos Serra, A.

ASIGNACIÓN DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS Y CONTORNEO DE ESTRUCTURAS EN IMAGEN DE TC SINTÉTICA 680
Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Martínez Sánchez, M.; Navarro Domenech, I.; Moreno Fuentes, B.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Sáez Beltrán, M.

EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA IMPARTIDA EN UN PACIENTE DE PATOLOGÍA PULMONAR HACIENDO USO DEL PROGRAMA SUNCHECK 681
Candon Gonzañez, C. L.; Calama Santiago, J. A.; Paisan Palacio, L.; Orozco Martinez, F.; Jimenez Lopez, M. Del P.; Rodriguez Rodriguez, C.; Lopez Fernandez, A.

UTILIZACIÓN DE LA MATRIZ DE RIESGOS PARA LA DETERMINACIÓN DEL PERFIL DE RIESGO DE 18 UNIDADES RADIOTERAPIA DE GENESISCARE ESPAÑA 683
Sánchez Cayuela, C.; Alvarez Mateos, D.; Arregui Castillo, G. J.; Benítez Serrano, J. A.; Casal Mesa, M. D.; Garcia Fernandez, A.; Gómez Barrado, A.; Gómez Bellvert, E.; Jimenez Feltstrom, F. D.; Luguera Sánchez, E.; Meilan Bermejo, E.; Moreno-Torres Tirado, M. (10); Navío Martínez, J. L. (11); Peraza Fernández, M. Del C. (12); Rozas Richel, M. A. (13); Velasco Roman, J. (14); Vidueura Martínez, L. (12)

EXPERIENCIA INICIAL EN EL CÁLCULO SECUNDARIO DE PLANES DE TRATAMIENTO HELICOIDALES CON VERIQA 684
Díaz Martín, D.; López Expósito, P.; Rodriguez Álvarez, A.; Alonso Alonso, S.; Rosa Menéndez, P.; Niebla Piñero, A.; Pórtas Ferrádas, B. C.; Sampayo Muñoz, A.

APLICACIÓN DEL CONTROL ESTADÍSTICO DE PROCESOS EN EL CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO CYBERKNIFE 686
Sevillano Martínez, D.; García Fuentes, J. D.; Colmenares Fernández, R.; Morís Pablos, R.; Capuz Suárez, B.; Cámara Gallego, M.; Chillida Rey, R.; Rodríguez-Manzaneque Sosa, C.; Trujillo García, J.; Béjar Navarro, M. J.; Prieto Morán, D.; García Vicente, F.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS CON DISTINTOS PLANIFICADORES: LÍMITES DE CONTROL Y LÍMITES DE ACCIÓN 687
Sevillano Martínez, D.; Cámara Gallego, M.; García Fuentes, J. D.; Chillida Rey, R.; Rodríguez- Manzaneque Sosa, C.; Colmenares Fernández, R.; Morís Pablos, R.; Capuz Suárez, B.; Trujillo García, J.; Béjar Navarro, M. J.; Prieto Morán, D.; García Vicente, F.

ESTUDIO RESTROSPECTIVO DEL USO DE GRÁFICOS DE CONTROL DE VERIFICACIONES DE TRATAMIENTO PARA LA DETECCIÓN DE PROBLEMAS EN UN ACELERADOR LINEAL 690
Sevillano Martínez, D.; Cámara Gallego, M.; Chillida Rey, R.; Rodríguez-Manzaneque Sosa, C.; Trujillo García, J.; García Fuentes, J. D.; Colmenares Fernández, R.; Capuz Suárez, B.; Morís Pablos, R.; Béjar Navarro, M. J.; Prieto Morán, D.; García Vicente, F.

COMPARACIÓN DE CONTORNOS ENTRE FRACCIONES PARA UN MISMO TRATAMIENTO. APLICACIÓN A ANÁLISIS ENTRE SESIONES DE UN TRATAMIENTO IMPARTIDO EN MRIDIAN (VIEWRAY) 692
Meilán Bermejo, E.; Benítez Serrano, J. A.; Gómez Barrado, A.

VERIFICACIÓN DE LA EVALUACIÓN DEL ÍNDICE GAMMA 3D EN DOSECHECK 693
Ruiz García, E.; Torres Donaire, J.; Rivas Morales, J. J.; Zambrano Salas, E.; Zapata Jiménez, J. C.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA Y GESTIÓN DE LAS ZONAS DE ATENUACIÓN MÁXIMA DE LA MESA DEL ACELERADOR VERSAHD 695
Gonzalez Gonzalez, E.; López-Blanco Díaz, P.; Vera Tena, D.; Barranco López, A.; Castro Moreno, R.; Castán Guerrero, C.; Gómez Gónzalez, N.; Calvo Carrillo, S.; Jiménez Albericio, F. J.; Serrano Zabaleta, S.; Ortega Pardina, P.; Alejandro, A.; Ruiz Manzano, P.

PUESTA EN MARCHA DE DETECTOR DE IMAGEN DIGITAL PARA TRATAMIENTOS DE TBI 697
Sánchez Jiménez, E.; Ruiz Morales, C.; Liñán Rodríguez, P. M.; Alejo Luque, L.; Martínez Ortega, J.

COMPARATIVA CTS SINTÉTICOS GENERADOS POR ETHOS Y RAYSTATION DE UN MANIQUÍ CHEESE CON INSERTOS DE DISTINTAS DENSIDADES 700
Lorenzo Casas, E.; Granado Alonso, L.; Vicente Bernal, R.; Agüera Rodríguez, R.; Ramos Pacho, J. A.; Tenllado Baena, E.; Tartilán Buey, A.; García Repiso, S.

EVALUACIÓN DE UN SISTEMA DE CÁLCULO REDUNDANTE BASADO EN MONTE CARLO EN TRATAMIENTOS DE SBRT DE PULMÓN 702
Clemente Gutiérrez, F.; Díez Gallego, M. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; García De Acilu Laá, M. P.; Pardo Pérez, E.; Merino Gestoso, J. Á.; Forner Forner, Á.; Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Castro Rizos, I.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fonseca Siles, Á.; Fustes Sanjuán, M. M.; Hortelano Domínguez, A. M.; Núñez Muñoz, J.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Rahmouni Alami Afazaz, S.

ANÁLISIS DE LA ESTABILIDAD DEL ISOCENTRO DEL SISTEMA DE IMAGEN EXACTRAC DE BRAINLAB 703
Tato De Las Cuevas, F.; Piqueras Guardiola, F.; Ribot Hernández, I.

EVALUACIÓN LONGITUDINAL DE LA PRECISIÓN GEOMÉTRICA EN LAS IMÁGENES MRI EN UN MR-LINAC UNITY 705
Yang, G.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Martínez Sánchez, M.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Sánchez López, R.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; De La Monja Rey, P.; Sáez Beltrán, M.

TEST DE WINSTON LUTZ FUERA DE EJE PARA SRS MULTIOBJETIVO DE ISOCENTRO ÚNICO 707
Torres Arroyo, I.; Carrasco Herrera, M. A.; Sánchez Esperón, J.; Luis Simon, F. J.

EVALUACIÓN Y VERIFICACIÓN DEL SISTEMA DE IMAGEN DE EXACTRAC DYNAMIC 709
Torres Arroyo, I.; Carrasco Herrera, M. A.; Sánchez Esperón, J.; Luis Simón, F. J.

USO DEL IQM EN FRACTION QA 710
Velasco Román, J.; Gorun, C.; Jiménez Feltström, D.

IMPLEMENTACIÓN DEL IQM EN FRACTION QA 713
Velasco Román, J.; Barbosa Chaves, A.; Gorun, C.; Jiménez Feltström, D.

MOBIUS VS OCTAVIUS4D 714
Velasco Román, J.; Jiménez Feltström, D.; Gorun, C.

QA DINÁMICO DEL MLC CON MOBIUSFX 716
Velasco Román, J.; Jiménez Feltström, D.; Gorun, C.

MANIQUÍ PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE CONTROL INTRAFRACCIÓN PROSTÁTICO CLARITY 718
Ochoa Caparrós, J.; García Costa, B.; Parreño Sánchez, J. C.; Bonaque Alandí, J.; Santos Serra, A.

CONTROL ESTADÍSTICO DE PROCESOS APLICADO AL CONTROL DIARIO DE ACELERADORES LINEALES DE USO CLÍNICO 720
Valor Haro, J.; Gutierrez, S. M.

EVALUACIÓN DE RECONSTRUCCIONES DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CON EL ALGORITMO DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS IMAR (ITERATIVE METAL ARTIFACT REDUCTION) 721
Fernández Romero, J. J.; Ruíz Manrique, C.; Naranjo Jiménez, N.; Calatrava Ramírez, M.; Martín-Viera Cueto, J. A.; Fernández Cañadillas, M. J.

AUTOMATIZACIÓN DE LA PRUEBA DE CONTROL DE CALIDAD DEL PERÍODO DE ROTACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE TOMOTERAPIA 725
Alonso Muriedas, J.; Astudillo Olalla, R.; Suárez Álvarez, N.; Gómez Enriquez, F.; Reguilón Martín, A.; Uzquiza López, J.; Gutiérrez Ruiz, M.; Pacheco Baldor, M. T.; Vázquez, J. A.; Raba, J. I.; Fabregat Borrás, R.

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN FLUJO DE CONTROL DE CALIDAD PARA LA REALIZACIÓN DE LAS MEDIDAS DIARIAS DE VERIFICACIÓN 727
Benítez Serrano, J. A.; Arregui Castillo, G.

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROCESO PROPIO DE AUTOMATIZACIÓN PARA LA GENERACIÓN DE INFORMES DE DOSIS DE CBCT 728
Benítez Serrano, J. A.; Arregui Castillo, G.; Bravo Gavilán, J. A.

ADECUACIÓN AL TG306 DEL CONTROL DE CALIDAD DEL TRACKING (SYNCHRONY) EN TOMOTERAPIA 730
Garcia Baltar, J. A.; Sedano Ferreras, P.; Cano Iglesias, E.; Vicente Hernández, F. J.; Nuño Rodriguez, C.; Miura Doblas, M.

RUTINA PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL FUNCIONAMIENTO DINÁMICO Y EL POSICIONAMIENTO DEL MLC. COMPARACIÓN DE RESULTADOS ENTRE DIFERENTES ACELERADORES LINEALES 731
Álvarez Pérez, J. M.; Ramos Pacho, J. A.; Vicente Bernal, R.; Lorenzo Casas, E.; Hernández González, D.; Tartilán Buey, A.; García De Iturrospe Lizaso, J.; Martín Rincón, C.

COMPARACIÓN DE HERRAMIENTAS DE CONTORNEO AUTOMÁTICO MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL 733
Sánchez Jiménez, J.; Núñez Martínez, L. M.; Jiménez Vegas, D.; Martín Albina, M. L.; Ronda Peñacoba, S.; Pizarro Trigo, F.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Crespo Mesa, M. S.; Pérez Urbón, I. A.; Zaballos Carrera, S.; Gutierrez Porres, M. Del C.

UTILIDAD DE LA MEDIDA DE LA DOSIS PUNTUAL EN LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA 734
Díaz Tomé, L.; Guerrero Blanca, J. A.; Fernandez Albarrán, J. Á.; Guirado Llorente, D.; Guirado Llorente, D.

RESULTADOS DE LA AUDITORÍA DE LOS DISTINTOS PROTOCOLOS CBCT EN 11 ACELERADORES LINEALES DE ELEKTA DE LA RED DE GENESISCARE ESPAÑA, COMPARACIÓN CON LOS VALORES SUMINISTRADOS POR EL FABRICANTE Y ADECUACIÓN DE LA DOSIS A LOS RESULTADOS EXPERIMENTALES PARA SU INCLUSIÓN EN EL INFORME DOSIMÉTRICO EN BASE A LA LEGISLACIÓN VIGENTE 736
Casal Mesa, L.; Meilan Bermejo, E.; Brosed Aguilón, M. L.; Benítez Serrano, J. A.

COMPROBACIÓN RÁPIDA DIARIA PARA EVALUACIÓN DE LA EXACTITUD DEL SISTEMA DE SGRT ALIGNRT INBORETM PARA HALCYONTM 737
Soto Búa, M.; Fandiño Lareo, J. M.; Fernández Pérez, R.; Fernández Fernández, C.; Gesto Lage, C.; Guiu Souto, J.; Lado Cacheiro, L.; Simón García, P.

DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN DLG DE MOBIUS3D PARA PLANES IMRT Y VMAT EN TRUEBEAM Y ETHOS. LIMITACIÓN DE USO CON MOBIUSFX 738
Dorado Rodríguez, M. Del P.; Giner Sala, M.; Esposito, R. D.; Pérez Macho, M. M.; González Vicente, A.; Pérez Gómez, N.; Herranz González, M.

EVALUACIÓN DEL SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC EN UN FLUJO DE TRABAJO DE INSPIRACIÓN MANTENIDA PROFUNDA UTILIZANDO UN MANIQUÍ TORÁCICO DE IMPRESIÓN 3D 739
García Hernández, M. J.; Sanz García, I.; Soza Marañón, Á.; Megías Ruiz, J. M.; Barba Pérez, J. C.; Ayala Lázaro, R.; Ruiz Galán, G.; García Marcos, R.; Cuesta Reina, J. A.; Rodríguez Rodríguez, M.; Gomez Cores, M. S.

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO PARA EL MANEJO DE PACIENTES RE-IRRADIADOS 741
Roch Gonzalez, M.; Simón De Blás, R.; Chamorro Serrano, P.; Botella Faus, P.; Obesso De Diego, A.; Paradela Diaz, G.; Gallego Molina, C.; Castro Tejero, P.

MÉTODOS DE COMPENSACIÓN DE DOSIS BIOLÓGICA EQUIVALENTE EN TRATAMIENTOS INTERRUMPIDOS DE CABEZA Y CUELLO 743
Sanchez Casi, M.; Jiménez Puertas, S.; González González, T.; Castillo Peña, P.; González Rodríguez, A.; Diez Chamarro, J.; Lozares Cordero, S.

PUESTA EN MARCHA DEL PROTOCOLO DE GARANTÍA DE CALIDAD DE UN EQUIPO RESONANCIA MAGNÉTICA–SIMULADOR 746
Torres López, M.; Rodríguez Romero, R.; Alejo Luque, L.; Escalada Pastor, C.; Montes Uruén, A.; Sánchez Rubio, P.; Liñán Rodríguez, P. M.; Orive Escalada, J.

ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN DIRECTDENSITY EN TC DE SIMULACIÓN PARA PROTOCOLOS CLÍNICOS 749
Naranjo Jiménez, N.; Calatrava Ramírez, M.; Martín-Viera Cueto, J. A.; Moral Sánchez, S. C.; Navarro Guirado, F.; Alguacil Pedraza, O. M.

DISCREPANCIA DE CORRECCIÓN ENTRE SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC E IMAGEN CBCT PARA UN MANIQUÍ CRANEAL 751
Morera Cano, D.; Arias Castro, P.; Alarcon Ros, R.; Gil López, C.

DISEÑO DE UN MANIQUÍ ORIENTADO A IMPRESIÓN 3D PARA ESTIMAR LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA EN IMÁGENES DE RM 753
Castro Tejero, P.; Izquierdo Rodríguez, C.; Muñoz Torrijos, M. Á.; Simón De Blas, R.; Roch González, M.; Botella Faus, P.; Obesso De Diego, A.; Paradela Díaz, G.; Gallego Molina, C.; Chamorro Serrano, P.

ANÁLISIS DOSIÓMICO APLICADO AL CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADO TRATADO CON RADIOTERAPIA: PRE-PROCESADO DE DATOS 754
Castro Tejero, P.; Huerga Cabrerizo, C.; Stoica, A.; Roch González, M.; Idoate, C.; Chamorro Serrano, P.; Villalba, C.; Nafría, I.; Rodríguez Carnero, P.; Zapatero Laborda, A.

COMPARACIÓN DE EPIBEAM CON OCTAVIOUS 4D 756
Jiménez Rubio, P.; Mata Colodro, F.; Rodríguez Herrero, A.; Saborido Moral, J. D.; Luján Exposito, Á.; Buades Forner, M. J.

EFECTOS DE LA MESA DE TRATAMIENTO SOBRE PLANIFICADOR MONTECARLO 758
Jiménez Rubio, P.; Martín Cascales, P.; Rodríguez Herrero, A.; Saborido Moral, J. D.; Luján Exposito, Á.; Buades Forner, M. J.

IMPACTO DOSIMÉTRICO Y DETECTABILIDAD DE ERRORES EN EL POSICIONAMIENTO DEL MLC EN PLANES DE SBRT 759
López Expósito, P.; Diaz Martín, D.; Rodríguez Álvarez, A.; Niebla Piñero, A.; Portas Ferradás, B. C.; Sampayo Muñoz, A.

EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE REGISTRO DEFORMABLE EN PRECISEART A PARTIR DEL TG-132 Y TÉCNICA DVH-OVERLAY 760
Sánchez Rubio, P.; Montes Uruén, A.; Rodríguez Romero, R.; Martínez Ortega, J.

VALIDACIÓN DEL SISTEMA HYPERSIGHT DE VARIAN EN LAS IMÁGENES DE KV CBCT PARA USO CLÍNICO EN PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA 762
Adaimi Hernández, P.; Martín García, D.; Moya Prados, D.; Martín Fontán, M. I.; Milanés Gaillet, A. I.; Manzano Rodríguez, M.; Gaitán Simón, Á.; Pozo Rodríguez, G.; Ferrando Sánchez, A.; Díaz Fuentes, R.; Cabello Murillo, E.

EVALUACIÓN DE LA EXACTITUD Y PRECISIÓN DEL SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA ZAP-X 764
Aguilar Redondo, P. B.; Pacual Martín, E.; Trinidad Mora, M. L.; Sallabanda Hajro, M.; Dias, V.; Rodrigues, C.; Delgado, J. M.

MANIQUÍ PARA VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN SBRT VERTEBRAL FABRICADO MEDIANTE IMPRESIÓN 3D 766
Collado Chamorro, P.; Gillard Barroso, N.; Sanz Freire, C.; Domínguez Estremiana, J.; Jimenez Lacarra, V.

VIABILIDAD DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA (ART) OFFLINE PARA PRÓSTATA MEDIANTE EL USO CBCT ITERAITIVO 767
Vicedo Gonzalez, M. A.; Alcaraz Lozano, M.; Planes Meseguer, D.; García Hernández, M. T.; Rovira Escutia, J. J.; Gomez Pardos, R.; Bea Gilabert, J.; Borderia Navarro, M. B.; Calatayud Cuesta, P.; Fernández Bernal, Á.; Beltrán Bonet, M. Á.; Hidalgo Llopis, N.; García Mollá, R.

HERRAMIENTAS DE CREACIÓN, MANIPULACIÓN Y CAMBIO DE MODALIDAD DE OBJETOS DICOM PARA SU USO EN SOFTWARE DE TERCEROS 769
Soto Angona, R.; Del Castillo Belmonte, A.; Hurtado Romero, A. E.; Miguel Perez, D.; Donis Gil, S.; Villar Vázquez, C.; Sánchez Pérez, M.; Montoya Armisen, P.; Andrés Rodriguez, C.; Pena Vaquero, S.; Pérez Gómez, F.; Agulla Otero, M.; Antón García, D.; Alonso Hernández, D.; Frutos Baraja, J. M.; Torres Cabrera, R.

ANÁLISIS DEL PROCESO DE CALIBRACIÓN DE UNIDADES HOUNSFIELD DEL SISTEMA DE KVCT Y MVCT DE UNA TOMOTERAPIA ACCURAY RADIXACT MEDIANTE CONTROL ESTADISTICO DE PROCESOS 770
Astudillo Olalla, R.; Suárez Álvarez, N.; Gutiérrez Ruiz, M.; Fabregat Borrás, R.; Reguilón Martín, A.; Uzquiza López, J.; Gómez Enriquez, F.; Corro Verde, U. A.; Alonso Muriedas, J.; Vázquez, J. A.; Raba Díez, J. I.; Pacheco Baldor, M. T.

COMPARATIVA CTS SINTÉTICOS GENERADOS POR ETHOS Y RAYSTATION FRENTE A CAMBIOS DE TAMAÑO 771
Vicente Bernal, R.; Granado Alonso, L.; Lorenzo Casas, E.; Agüera Rodríguez, R.; Sánchez Ruipérez, J.; García De Iturrospe Lizaso, J.; Tartilán Buey, A.; García Repiso, S.

EXPERIENCIA INICIAL: COMPARACIÓN ENTRE POSICIONAMIENTO GUIADO POR SUPERFICIE Y TATUAJES PARA PACIENTES DE CÁNCER DE MAMA 772
Suárez Gómez, S.; Sánchez Rodríguez, A.; Fernández Ruano, I.

PROTOCOLO DE POSICIONAMIENTO Y CONTROL INTER-INTRA FRACCIÓN MEDIANTE IGRT Y SGRT EN TRATAMIENTOS DE MAMA HIPOFRACCIONADOS EN RESPIRACIÓN LIBRE 773
Suárez Gómez, S.; Sánchez Rodríguez, A.; Rodríguez Cano, C. De Los Á.

CORRECCIÓN DE HETEROGENIDAD DE CAMPO EN PROTOCOLOS ACELERADOS DE DOSIMETRÍA CON PELÍCULA 775
Panzuela Perez, S.; Macías Jaén, J.; Muñoz Bruque, Á.

VERIFICACIÓN DIARIA DEL MOVIMIENTO DE LÁSERES ROJOS EN UN EQUIPO DE TOMOTERAPIA RADIXACT 776
Fernández Sánchez, T.; Cano Iglesias, E.; Torres Sánchez, J.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

CARACTERIZACIÓN DE LA MESA DE TRATAMIENTO IBEAM EVO EN EL PLANIFICADOR MONACO 778
Rodríguez Herrero, A.; Moreno Cano, R.; Martín Cascales, P.; Jimenez Rubio, P.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Llorente Ortega, M.; Buades Forner, M. J.

ANÁLISIS DEL CENTRADO DEL SISTEMA DE COLIMACIÓN EN EL ETHOS: VERIFICACIÓN MEDIANTE IMÁGENES DE ESTRELLA 780
Gorrochategui Susperregui, A.; García Iglesias, N.; Lamaison Vidarte, M.; Martín Veganzones, M.; Astudillo Olalla, R.; Fuentemilla Urio, N.; Fernández Iglesias, A.; Bragado Alvarez, L.; Caudepón Moreno, F.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; Miquélez Alonso, S.

EVALUACIÓN DE LA DEPENDENCIA CON LA ROTACIÓN DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN CILÍNDRICA EN EL INTERIOR DEL DISPOSITIVO DE CONTROL DE LA ESTABILIDAD RADIACTIVA 781
Garcia Costa, B.; Parreño Sánchez, J. C.; Ochoa Caparrós, J.; Bea Gilabert, J.; Santos Serra, A.

COMISIONADO DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE V18 783
Martinez Barrio, D.; De Areba Iglesias, J.; Aza Villarubia, Z.; Bermudez Luna, R.; Alvarez Sanchez, V.; Gañan Mora, A.; Martorell Ruiz, M.

COBERTURA DOSIMÉTRICA ANTE LOS CAMBIOS DE PESO DE UN TRATAMIENTO DE PRÓSTATA DE ALTO RIESGO 785
Miguel Perez, D.; De La Llana, V.; Hurtado, A. E.; Sanchez, M.; Del Castillo, A.; De Frutos, J.; Soto, R.; Montoya, P.; Ruiz, M.; Andres, C.; Donis, S.; Pena, S.; Antón, D.; Agulla, M.; Alonso, D.; Arias, M. A.; Torres, R.

CÁLCULO DE FACTORES DE CAMPO PARA UN EQUIPO DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA CON DETECTORES DE ESTADO SÓLIDO Y CÁMARAS DE IONIZACIÓN 786
Andrés Bautista, D.; Pascual Pérez, R.; Mosquera Cereijo, I.; Velasco Fernández, C.; Quilis Sebastiá, C.; Camacho López, C.; Díez Domingo, S.

COMPARATIVA ENTRE MEDIDAS Y MODELOS MONTE CARLO PARA UN EQUIPO DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA LIAC HWL 788
Andrés Bautista, D.; Pascual Pérez, R.; Mosquera Cereijo, I.; Velasco Fernández, C.; Quilis Sebastiá, C.; Camacho López, C.; Díez Domingo, S.

CONTROL DE CALIDAD DE LA ESTABILIDAD DE LOS PERFILES, DOSIS EN EL EJE Y LA ENERGÍA CON EL GIRO DEL GANTRY EN ACELERADORES TIPO ANILLO 789
Piedrafita Suárez, D.; Fernández Cerezo, S.; Sánchez Galiano, P.; García Balsa, Á.; Veiguela Prado, G.; Díaz Aviñó, C.; Rodríguez Latorre, D.; Martín Rodríguez, Z.; Herrero Rojas, J.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D.

COMPARACIÓN ENTRE PRODUCTO DOSIS LONGITUD (DLP) IMPARTIDO EN DOS MÁQUINAS TC Y CON NIVEL DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO (NRD) DE REINO UNIDO 790
Zambrano Salas, E.; Rivas Morales, J.; Perez Álvarez, M.; Ruíz García, E.

DISCREPANCIAS ENCONTRADAS EN LA VERIFICACIÓN DEL ALGORITMO DE CÁLCULO DE DOSIS ACUROSXB EN LINAC ETHOS 792
Camba Capitán, F. M.; Honorato-Hernández, S.; Pérez-Gómez, N.; Sancho-Kolster, I.; Martín-Vaello, R.; Cruz-González, M.; Benaches-Magraner, L.; Picon-Olmos, C.

EVALUACIÓN LONGITUDINAL DEL OUTPUT A TRAVÉS DEL IPF EN UN MR- LINAC UNITY 794
Yang, G.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Martínez Sánchez, M.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; De La Monja Rey, P.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Sánchez López, R.; Sáez Beltrán, M.

COMPARACIÓN DE DOSIS FETALES EN RADIOTERAPIA CON FOTONES Y PROTONES MEDIANTE PHANTOMS MALLADOS DE REFERENCIA DE MUJERES EMBARAZADAS (PFMRCP) BASADOS EN PUBLICACIONES DE LA ICRP 796
García Fernández, G. F.; Carabe Fernández, A.

MEDIDA DEL PDD PARA ESTABLECER EL ESTADO DE REFERENCIA INICIAL DE HACES DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA 797
Paradela Díaz, G.; Simón De Blas, R.; Botella Faus, P.; Castro Tejero, P.; Chamorro Serrano, P.; Obesso De Diego, A.; Roch González, M.; Gallego Molina, C.; Moral Sánchez, V.; Bergado Barreta, M.

CORRELACIÓN EN LA DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE OUTPUT DE UN ALE PARA DOS EQUIPOS DE MEDIDA RÁPIDA FRENTE A CÁMARA DE IONIZACIÓN: UN ANÁLISIS RETROSPECTIVO 799
De Areba Iglesias, J.; Gañán Mora, A.; Álvarez Sánchez, V.; Aza Villarrubia, Z.; Bermúdez Luna, R.; Martorell Ruiz, M.; Martínez Barrio, D. F.

ESTIMACIÓN DE INCERTIDUMBRES EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA 801
Cuesta Reina, J. A.; Ayala Lázaro, R.; Musson Gómez, D. A.; García Ovejero, J.

IMPORTANCIA DE LA EFICIENCIA DE COLECCIÓN EN CÁMARAS DE IONIZACIÓN PARA HACES DE ELECTRONES CON ALTA DOSIS POR PULSO 802
Barba Pérez, J. C.; Sanz García, I.; Ayala Lázaro, R.

ANÁLISIS DE LAS TOLERANCIAS EN LOS CONTROLES DEL SISTEMA MONITOR DE UN ACELERADOR CON EL GIRO DE GANTRY 804
Torres Sánchez, J.; Fernández Sánchez, T.; Martínez Cobo, R.

IMPACTO DE LAS NUEVAS RECOMENDACIONES DEL CÓDIGO IAEA-TRS 398 REV1 EN LA DOSIMETRÍA FÍSICA Y CLÍNICA EN HACES DE PROTONES 805
Vera-Sánchez, J. A.; Perez Moreno, J. M.; Cerrón Campo, F.; Castro Novais, J.; Martí Asenjo, J.; Lorenzo Villanueva, I.; Canals De Las Casas, E.; Mazal, D. A.

SISTEMA DE COLIMADORES PARA IRRADIACIÓN DE TUMORES CON RX EN ESTUDIOS PRECLÍNICOS DE PEQUEÑOS ANIMALES 806
Lagares González, J. I.; Díaz Ginzo, C.; Polo Rodriguez, M.; Ibañez Moragues, M.; Arce Dubois, P.; Hermosilla Chamizo, D.; Moralejo Vazquez, F. J.; Martin Rey, M. Á.; Morcillo Alonso, M. Á.

VALORES DEL ANCHO Y TRANSMISIÓN DE LA PUNTA DE LA LÁMINA Y SU EFECTO EN EL CÁLCULO DE DOSIS 808
Bosò Martínez, C.; Chover Díaz, B.; Marin Ciocan, A. C.; Dacosta Villar, L.; Chillerón Sánchez, J. R.; Pastor Pastor, N. P.; Salvador Montaño, M. A.; Serrano Juárez, A.; Brualla Gonzalez, L.

INFLUENCIA DE LA ZONA DE UNIÓN DEL MULTILÁMINAS EN LOS PERFILES DE DOSIS 809
Pérez Rios, L.; Quiñones Rodríguez, L. Á.; Iborra Oquendo, M. A.

VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE INSERTOS DE ELECTRONES EN EL ACELERADOR ELEKTA VERSA 811
Martín Rodriguez, J.; González Vizuete, M.; Ramos Caballero, L. J.; Iglesias Lozano, E.; Matito Escorihuela, V. M.; Elías Zapata, J.; Miguel Álvarez, L.; Quesada Acosta, M.; Martinez Muriano, G.

COMISIONADO DE HACES DE ELECTRONES EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONACO (ELEKTA) 813
Ramos Caballero, L. J.; González Vizuete, M.; Martín Rodriguez, J.; Elías Zapata, J.; Iglesias Lozano, E.; Matito Escorihuela, V. M.; Miguel Álvarez, L.; Martinez Muriano, G.; Quesada Acosta, M.

COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LA ACEPTACIÓN DE UN RADIXACT CON LOS DATOS DE REFERENCIA 815
Calatrava Ramírez, M.; Naranjo Jiménez, N.; Moral Sánchez, S. C.; Caballero Lucena, E.; Navarro Guirado, F.; Bodineau Gil, C.

ANÁLISIS DE LAS MEDIDAS DE LOS ÍNDICES DE CALIDAD PARA FOTONES 6 MV EN UN LINAC 816
Leonor Yuste, M.; Sallabanda Díaz, A.; Góngora Ariza, F.

VERIFICACIÓN TRIDIMENSIONAL DE ISOTROPÍA DEL EQUIPO INTRABEAM CON APLICADOR ESFÉRICO MEDIANTE DOSÍMETRO GEL PAGAT Y RESONANCIA MAGNÉTICA 818
Fuentealba Moraga, M.; Vallejos Muñoz, C.; Vergara Saavedra, C.; Diez, S.; Santibáñez Villalobos, M.

DOSIMETRÍA DE REFERENCIA EN HACES DE ELECTRONES CON PROTOCOLOS ACTUALIZADOS: ¿ES NECESARIA CÁMARA PLANO-PARALELA? 818
Almendral Manzano, P.; Márquez Pavo, L.; Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Llamas Martínez, P.; Carrasco, D.; Baena Porras, M.

PUESTA EN MARCHA DEL EQUIPO MYQA SRS CON EL ALGORITMO ACUROS XB Y DOSIS ABSORBIDA EN MEDIO 820
Cenizo De Castro, E.; Fernández Benítez, M.; Naranjo Jiménez, N.; González Almansa, Y.; Casado Villalón, F. J.; García Pareja, S.

COMISIONADO DE LA TÉCNICA ICT EN MONACO. MONTAJE EXPERIMENTAL PARA LA MEDIDA DE PDDS 821
Martín Cascales, P.; Rodríguez Herrero, A.; Jiménez Rubio, P.; Buades Forner, M. J.; Moreno Cano, R.

COMISIONADO DE LA TÉCNICA ICT EN MONACO. MONTAJE EXPERIMENTAL PARA LA MEDIDA DE DOSIMETRÍA ABSOLUTA 823
Martín Cascales, P.; Rodríguez Herrero, A.; Jiménez Rubio, P.; Buades Forner, M. J.; Buades Forner, R.

ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE DISTINTOS SISTEMAS DE VERIFICACIÓN DE PACIENTES PARA TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA 825
Botella Faus, P.; Simon De Blas, R.; Roch González, M.; Obesso De Diego, A.; Paradela Diaz, G.; Chamorro Serrano, P.; Gallego Molina, C.; Castro Tejero, P.

COMPARATIVA DE MEDIDAS DE FACTORES DE CAMPO EN EL SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA ZAP-X 827
Aguilar Redondo, P. B.; Pascual Martín, E.; Trinidad Mora, M. L.; Sallabanda Hajro, M.; Dias, V.; Rodrigues, C.; Delgado, J. M.

CARACTERIZACIÓN DE CAMPOS PEQUEÑOS USANDO CENTELLEADORES 829
Liñán Rodriguez, P. M.; Gonzalez Gonzalez, V.; Sanchez Rubio, P.; Orive Escalada, J.; Alejo Luque, L.; Lopez Romero, A.; Rodriguez Romero, R.; Martinez Ortega, J.

MEDIDA EXPERIMENTAL DE LA DOSIS EN AGUA DW Y EN MEDIO DM EN DIFERENTES MANIQUÍS PLÁSTICOS COMPARADA CON EL CÁLCULO CON DIFERENTES ALGORITMOS 830
Bea Gilabert, J.; Vicedo Gonzalez, M. A.; García Hernández, M. T.; Quiros Higueras, J. D.; Bonaque Alandí, J.; Rovira Escutia, J. J.; Granero Cabañero, D.; Gomez Pardos, R.; Planes Meseguer, D.; García Mollá, R.; Santos Serra, A.

IMPLEMENTACIÓN DEL TEST WINSTON-LUTZ EN DOS ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES 831
Sasián Cagigas, R.; García Reyes, M.; García León, J. L.

MODELADO DEL MLC EN UN TRUEBEAM STX PARA RADIOCIRUGÍA 832
Simon De Blas, R.; Roch Gonzalez, M.; Paradela Diaz, G.; Obesso De Diego, A.; Chamorro Serrano, P.; Castro Tejero, P.; Botella Faus, P.; Gallego Molina, C.

IMPLEMENTACIÓN Y VERIFICACIÓN DEL NUEVO MODELADO DE MLC (ELM) DE ECLIPSE 834
Pizarro Trigo, F.; Martin Albina, M. L.; Ronda Peñacoba, S.; Nuñez Martínez, L. M.; Jiménez Vegas, D.; Sánchez Jiménez, J.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Crespo Mesa, M. S.; Pérez Urbón, I.; Zaballos Carrera, S.

ESTABLECIMIENTO DE UNA GRÁFICA DE CONTROL ESTADÍSTICO DE LA ENERGÍA DE HACES DE FOTONES UTILIZANDO LA MEDIDA DE HOMOGENEIDAD DE LAS DIAGONALES DEL CAMPO OBTENIDAS CON UN ARRAY DE DETECTORES 837
Fernández Sánchez, T.; Martínez Cobo, R.

COMISIONADO Y AJUSTE DE TRES ACELERADORES TRUEBEAM MEDIANTE LOS DATOS "REPRESENTATIVE BEAM DATA" (RBD) DE VARIAN 838
Valdivielso, T.; Infestas, Á.; Garcia-Miguel Quiroga, J.; Ambroa Rey, E.; Lizondo Gisbert, M.; Navarro Gimenez, D.; Lorenzo Rodríguez, Á.; Ramirez Muñoz, T.; Amat De Los Ángeles, D.; Frontera Solà, G.; Gallardo Cortiñas, Ú.; Lopez Muñoz, A.; Parcerisa Torné, M.; Peralta Adina, A.; Pujol Badia, R.; Roset Visiedo, O.; Zamorano Montaño, M.; Colomer Truyols, M.

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE CAMPOS PEQUEÑOS PARA COMISIONADO DE CONOS PARA RADIOCIRUGÍA 840
González González, T.; Jiménez Puertas, S.; Sánchez Casi, M.; Castillo Peña, P.; González Rodríguez, A.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

ANÁLISIS DE MÉTRICAS DE COMPLEJIDAD EN CYBERKNIFE Y RELACIÓN CON VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO 841
Rodríguez-Manzaneque Sosa, C.; Sevillano Martínez, D.; García Fuentes, J. D.; Cámara Gallego, M.; Capuz Suárez, A. B.; Morís Pablos, R.; Colmenares Fernández, R.; Béjar Navarro, M. J.; Prieto Morán, D.; Chillida Rey, R.; Trujillo García, J.; García Vicente, F.

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE LA SESIÓN DE LA MAÑANA Y LA DE LA TARDE CON UN MISMO IMPLANTE EN BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX GUIADA POR IMAGEN 844
Mosquera-Pena Sanchez, F.; Andrade Alvarez, B.; Candal Melendrez, A.; Montemuiño Muñiz, S.; Reverter Pérez, J.; López Soliño, S.; López Medina, A.; Medal Francesch, D.; Rodriguez Meijide, P.; Teijeiro García, A.; Vazquez Rodríguez, J.; Salgado Fernandez, M.

MÉTODO SIMPLE PARA LA OPTIMIZACIÓN DEL ISOCENTRO DE RADIACIÓN MEDIANTE LA CALIBRACIÓN DEL CENTRO DEL MLC 846
Lara Aristimuño, Í.; Hernández Masgrau, V.; Puxeu Vaqué, J.

CARACTERIZACIÓN DEL EFECTO DE LA ESTERILIZACIÓN EN DOSIMETRÍA CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT4 848
Recio Gil, Í.; Torcal Arguis, C.; Cases Copestake, C.

OPTIMIZACIÓN DE LA MODULACIÓN EN SBRT PULMONAR: IMPACTO EN LA REDUCCIÓN DE UNIDADES MONITOR Y ROBUSTEZ DEL TRATAMIENTO 850
Reverter Pérez, J.; Vázquez Rodríguez, J.; López Soliño, S.; Simón García, P.; Mosquera-Pena Sánchez, F.; López Medina, A.; Teijeiro García, A.; Rodríguez Meijide, P.; Fernández González, A.; Medal Francesch, D.; Salvador Gómez, F.; Andrade Álvarez, B.; Salgado Fernández, M.

ANÁLISIS RETROSPECTIVO DEL ÍNDICE GAMMA Y LOS PARÁMETROS DE TRATAMIENTO EN UN EQUIPO RADIXACT 2X 852
Uzquiza López, J.; Reguilón Martín, A.; Ropero Real, A.; Suárez Álvarez, N.; Fabregat Borras, R.; Gutiérrez Ruiz, M.; Andrés Vázquez Rodríguez, J.; Ruiz Arrebola, S.; Delgado Tapia, P.; Pacheco Baldor, M. T.; Raba Díez, J. I.

IDENTIFICACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RETRASOS EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA PARA LOS PRINCIPALES TIPOS DE TUMORES 855
Rivas Morales, J. J.; Torres Donaire, J.; Ruiz Garcia, E.; Zambrano Salas, E.

ANÁLISIS LA MEDIDA DE CALIDAD DE LOS HACES DE FOTONES MEDIANTE EL DISPOSITIVO QUICKCHECK DE PTW 857
Fernández Albarrán, J. A.; Diaz Tomé, L.; Guerrero Blanca, J. A.; Guirado Llorente, D.

DESARROLLO DE BOLUS PERSONALIZADO MEDIANTE MOLDE DE IMPRESIÓN 3D PARA UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA EN UN SENO PARANASAL 859
Parreño Sánchez, J. C.; Garcia Costa, B.; Ochoa Caparrós, J.; Quirós Higueras, J. D.; Santos Serra, A.

DOSIMETRÍA IN VIVO DE DIODOS PARA PACIENTES TRATADOS CON IRRADIACIÓN DE PIEL TOTAL CON ELECTRONES 861
Orive Escalada, J.; Liñán Rodrigez, P. M.; Rodrígez Romero, R.; Gil Haro, B.; Zapata Paz, I.; Martínez Ortega, J.; González González, F. J.; Rodríguez Adames, I. J.; Lastres Perales, C.

DETERMINACIÓN DE LA HISTÉRESIS DEL ISOCENTRO MECÁNICO Y COMPARACIÓN ENTRE DIVERSOS ACELERADORES LINEALES 862
Benaches Magraner, L.; Modolell Farre, I.; Picón Olmos, C.; De La Cruz Gonzalez, M.; Camba Capitán, F. M.

MONITORIZACIÓN DE LA HIPOXIA CON 18F-FMISO-PET/TC PARA CÁNCER DE CABEZA Y CUELLO TRATADO CON RADIOTERAPIA 864
Gavier Moreno, L. M.; Zamudio Cifuentes, X. L.; Fechter, T.; Mix, M.; Grosu, A. L.; Martí-Bonmatí, L.; Baltas, D.; Carles Fariña, M.

ESTUDIO EXPERIMENTAL Y SIMULACIÓN MONTECARLO DE VARIABLES DOSIMÉTRICAS Y MICRODOSIMÉTRICAS CON UN HAZ MONOENERGÉTICO DE PROTONTERAPIA 865
Chamorro Claver, N.; Ibañez, M.; Lagares, J. I.; Petringa, G.; Guarrera, M. C.; Viñals, A.; Fayos Solá, R.; Fernández, A. M.; Luján, V. M.; Chamizo Hermosilla, D.; Azcona, J. D.; Morcillo, M. A.; Arce Dubois, P.

INFLUENCIA DOSIMÉTRICA EN TRATAMIENTO DE RADIOCIRUGÍA PARA NEURALGIA DEL TRIGÉMINO TRAS COMETER UN ERROR EN LA ELECCIÓN DEL CONO 867
García Iglesias, N.; Maerín Verganzones, M.; Astudillo Olalla, R.; Bragado Álvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Fuentemilla Urío, N.; Pellejero Pellejero, S.; Lamaison Vidarte, M.; Gorrochategui Susperregui, A.; Fernández Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Miquélez Alonso, S.

MÉTODO DE OBTENCIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS PARA TRATAMIENTOS EN EL CYBERKNIFE BASADO EN MACHINE LEARNING 869
Estrada Pastor, O.; Sánchez Carrascal, M.; Suárez Baraza, T.; Madán Rodríguez, C.; Cipitria Herrero, J.; Sadía Morán, A.

ESTUDIO DE LA MODULACIÓN EN LOS HACES DE PLANIFICACIONES DE TUMORES MAMARIOS CON VMAT Y DOS ARCOS TANGENCIALES 871
Castillo Peña, P.; Jiménez Puertas, S.; González González, T.; Sánchez Casi, M.; González Rodríguez, A.

EPIGRAY COMO HERRAMIENTA PARA LA EVALUACIÓN DE DOSIS EN RADIOTERAPIA: PRECISIÓN Y DETECCIÓN DE ERRORES 872
Castillo Peña, P.; Hernández Hernández, M.; González González, T.; Sánchez Casi, M.; González Rodríguez, A.; Jiménez Puertas, S.

ASISTENTE BASADO EN CHATGPT PARA LA RESOLUCIÓN DE INCIDENCIAS DE ACELERADORES LINEALES 874
Navarro-Palomas, P.; Guardiola-Zaragoza, P.; Riera-Pons, M.; Pié-Padró, S.; Fa-Asensio, X.; Hermida-López, M.

DESCRIPCIÓN DE UNA TÉCNICA HÍBRIDA PARA RADIOTERAPIA EN CÁNCER DE MAMA IZQUIERDA CON BOOST INTEGRADO 875
Rovira Sánchez, P.; Álvarez Bernardo, L.; Abella Cereigido, R.; Hernández Masgrau, V.

EVALUACIÓN DE LA CRITICIDAD DE LA RELACIÓN DOSIS-ESPESOR EN BOLUS MALEABLES DE ALTA DENSIDAD PARA VMAT 877
Sanchez Esperon, J. S.; Picón García, F.; López Martín, N.; Sánchez Fernández, A.; Jiménez Alcalá, B.; Velázquez Miranda, S.

ANÁLISIS Y COMPARATIVA DE ÍNDICES DE CONFORMIDAD EN RADIOCIRUGÍAS 878
López Soliño, S.; Vázquez Rodríguez, J.; Reverter Pérez, J.; Mosquera-Pena Sánchez, F.; Teijeiro García, A.; López Medina, A.; Andrade Álvarez, B.; Medal Francesch, D.; Rodríguez Meijide, P.; Salvador Gómez, F.; Salgado Fernández, M.

ÁREA TEMÁTICA: MEDICINA NUCLEAR DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

INFLUENCIA DE LA EFICIENCIA LOS DETECTORES EN LA SENSIBILIDAD DE UN EQUIPO PET/CT 880
Sánchez Rodríguez, A.; Suárez Gómez, S.; Fernandez Ruano, I.; Mesa Pérez, J. A.

COMPARATIVA DE LA VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA POSTRATAMIENTO EN PET/CT Y PET/RM TRAS RADIOEMBOLIZACIÓN CON Y-90 881
Sánchez Paños, A.; Gandia-Ferrero, M. T.; Strugari, M. E.; Vázquez Martínez, M. M.; Bello Arqués, P.; Almendros Riaza, Á.; Ginés Cárdenas, S.; Pérez Enguix, D.; Martí Bonmatí, L.; Torres Espallardo, I.

TRASPLANTE HEPÁTICO TRAS RADIOEMBOLIZACIÓN CON Y-90. USO DE LA DOSIMETRÍA DEL PACIENTE PARA ESTIMAR LA DOSIS EN PIEL DEL PERSONAL IMPLICADO 883
Escalada Pastor, C.; Martínez Ortega, J.; Montes Uruén, A.; Torres López, M.

RESULTADOS DE LA IMPLANTACIÓN DE LA DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA EN EL TRATAMIENTO DEL CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES CON I-131 885
Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; Rodríguez Herrero, A.; Saborido Moral, J. D.; Blasco Avellaneda, D.; Buades Forner, M. J.

RELACIÓN ENTRE ACTIVIDAD DE PRESCRIPCIÓN Y DOSIS ABSORBIDA EN TRATAMIENTOS DE CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES CON I-131 886
Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; Rodríguez Herrero, A.; Saborido Moral, J. D.; Blasco Avellaneda, D.; Buades Forner, M. J.

ESTIMACIÓN DE LA PÉRDIDA DE ACTIVIDAD INYECTADA DE Y-90 MEDIANTE LA TASA DE DOSIS DE LA FUENTE Y LOS RESIDUOS 887
Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Buades Forner, M. J.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA TASA DE DOSIS EXTERNA EN PACIENTES CON CDT TRATADOS CON I-131: MEDICIONES A 1 M Y 2 M 888
Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Buades Forner, M. J.

DETERMINACIÓN DEL PROTOCOLO DE INTERNAMIENTO EN PACIENTES SOMETIDOS A RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON HO-166 890
Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Buades Forner, M. J.

DOSIMETRÍA VOXELIZADA CON UNA SOLA ADQUISICIÓN SPECT-CT EN PACIENTES DE CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES TRATADOS CON I-131 890
Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Jiménez Rubio, P.; Blasco Avellaneda, D.; Buades Forner, M. J.

A RAIZ DE UN CASO CLÍNICO: LA IMPORTANCIA DE SUSPENDER LA LACTANCIA MATERNA ANTES DE UNA TERAPIA METABÓLICA 891
Morcillo Garcia, A. B.; Gonzalez Ruiz, C.; Gayol Vilorio, I.; Cuesta Reina, J. A.; Musson Gomez, D.; Sierra Diaz, F.

SOBRE LA POSIBILIDAD DE BIOPSIAR UNA MASA TUMORAL TRAS LA ADMINISTRACIÓN DE UNA TERAPIA METABÓLICA 893
Morcillo Garcia, A. B.; Megias Ruiz, J. M.; Gayol Vilorio, I.; Musson Gomez, D.; Gonzalez Ruiz, C.; Sierra Diaz, F.

DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DEL COEFICIENTE DE ATENUACIÓN DEL 99MTC EN AGUA CON GAMMACÁMARAS SPECT-CT 894
Casasola Muñoz, B.; Granado Olmedo, J. M.; Castro Ramírez, I. J.; Del Olmo Martín, P.; Angulo Paín, E.; Iborra Oquendo, M. A.

COMPARACIÓN ENTRE LOS SOFTWARES NEPTUNO Y GAMCAL EN EL ANÁLISIS DE IMÁGENES DE CONTROL DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR 895
Casasola Muñoz, B.; Granado Olmedo, J. M.; Baeza Monedero, C. J.; Castro Ramírez, I. J.; Del Olmo Martín, P.; Angulo Paín, E.; Iborra Oquendo, M. A.

EFECTO DE LA ANCHURA DEL FILTRO DE RECONSTRUCCIÓN TOMOGRÁFICA EN LOS COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD 896
Casasola Muñoz, B.; Minguez Gabiña, P.; Iborra Oquendo, M. A.

SISTEMA GAMCAL Y QATRACK. GESTIÓN AUTOMÁTICA DE CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR 898
Baeza Monedero, C. J.; Muñoz Bruque, A.; Gallego Castro, M.

REDUCCIÓN DE LA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN DEL PERSONAL EXPUESTO EN PET POR EL USO DE EQUIPOS DE INYECCIÓN AUTOMÁTICOS Y SEMIAUTOMÁTICOS 899
Villar, C.; Andrés, C.; Pena, S.; Montoya, P.; Soto, R.; Sánchez, M.; Pérez, F.; Agulla, M.; Antón, D.; Hurtado, A. E.; Miguel, D.; Donis, S.; Del Castillo, Á.; Alonso, D.; De Frutos, J.; Viñé, D.; Viloria, A.; Torres, R.

MONITORIZACIÓN DOSIMÉTRICA DEL PROCESO DE PERFUSIÓN DE LU-177 EN TRATAMIENTOS DE TUMORES NEUROENDOCRINOS 900
Sabin San Julian, C.; Fernández Belmonte, F.; Perdomo Morales, Y. M.; Piqueras Guardiola, F.; Sánchez Hernández, M. O.

VERIFICACIÓN DE LA ACTIVIDAD DE SEMILLAS DE I-125 CON UNA CÁMARA POZO 902
Vera Tena, D.; González González, E.; López-Blanco Díaz, P.; Castán Guerrero, C.; Castro Moreno, R.; Bataller Martí, A.; Jiménez Albericio, F. J.; Ruiz Manzano, P.; Barranco López, A.; Calvo Carrillo, S.; García Romero, A.; Ortega Pardina, P.; Gómez González, N.; Serrano Zabaleta, S.

ESTIMACIÓN DE LA CAPTACIÓN DEL I-131 EN TERAPIA METABÓLICA 903
Fernández Belmonte, F.; Díaz Calzadilla, P.; Hernández Concepción, E.; Piqueras Guardiola, F.; Sabín San Julián, C.

MEDIDA DE LA ACTIVIDAD A PARTIR DE LA TASA DE DOSIS EN PACIENTES DE TERAPIA METABÓLICA 905
Fernández Belmonte, F.; Hernández Concepción, E.; Díaz Calzadilla, P.; Piqueras Guardiola, F.; Sabín San Julián, C.

VERIFICACIÓN DE SISTEMAS DE DOSIMETRÍA EN RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON Y-90: TECNOLOGÍA UNIVERSITARIA AL SERVICIO DEL RADIOFÍSICO 906
Manzano Martínez, F. J.; Nuño, C.; Cañete, S.; Espejo, M.; Jimenez, D.

PROPUESTA ALTERNATIVA AL PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD DE COLIMADORES PARALELOS Y TAMAÑO DE PÍXEL DE GAMMACÁMARAS PLANARES 909
Piqueras Guardiola, F.; Fernández Belmonte, F.; Catalán Acosta, A. D.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS EN MEDICINA NUCLEAR DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE CANTABRIA 911
Marqués Fraguela, E.; Ropero Real, A.; Camacho De La Vega, G.; Quirce Pisano, M. R.; Arcocha Torres, M. De; Mendi Barcina, V.; Ferreiros Vázquez, N.; Rodríguez Cobo, C.

IMPACTO DE LOS PARÁMETROS DE RECONSTRUCCIÓN DE IMAGEN PET EN LA ACTIVIDAD TOTAL RECUPERADA EN RADIOEMBOLIZACIÓN CON 90Y 912
Mosquera Cereijo, I.; Camacho López, C.; Carrasco Vela, N.; Pascual Pérez, R.; Andrés Bautista, D.; Marín López, M. T.; Asensio Llobat, F.; Velasco Fernández, C.

MÉTODO PRÁCTICO PARA LA ESTIMACIÓN DE LA ACTIVIDAD RESIDUAL EN RADIOEMBOILIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE 90Y 914
Mosquera Cereijo, I.; Camacho López, C.; Carrasco Vela, N.; Pascual Pérez, R.; Andrés Bautista, D.; Marín López, M. T.; Asensio Llobat, F.; Velasco Fernández, C.

REVISIÓN DEL PERIODO DE RESTRICCIONES TRAS EL ALTA RADIOLÓGICA DE PACIENTES SOMETIDOS A TERAPIA METABÓLICA CON LU177-SSRT Y LU177-PSMA 915
Gayol Vilorio, I.; Musson Gómez, D. A.; Cuesta Reina, J. A.; Megías Ruiz, J. M.; Barba Pérez, J. C.; Morcillo García, A. B.; González Ruiz, C.; Sierra Díaz, F.

DOSIMETRÍA RENAL EN TRATAMIENTOS CON 177LU-DOTA-TATE: OPENDOSE VS CÁLCULO MANUAL 917
Escobar Corominas, I.; Tartilán Buey, A.; Montes Fuentes, C.; Álvarez Pérez, J. M.; Lorenzo Casas, E.; Agüera Rodríguez, R.; Hernández Rodríguez, J.; Gómez Llorente, P. L.

RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE ITRIO-90: COMPARACIÓN DEL CÁLCULO DEL SHUNT HEPATOPULMONAR MEDIANTE GAMMAGRAFÍAS PLANARES Y SPECT" 918
Reverter Pérez, J.; Fernández-Cervera Fernández-Herrerín,, G.; Domínguez Prado, I.; López Soliño, S.; Mosquera-Pena Sánchez, F.; Teijeiro García, A.; López Medina, A.; Vázquez Rodríguez, J.; Salvador Gómez, F.; Salgado Fernández, M.

CÁLCULO DE DOSIS EN RIÑÓN Y EN MEDULA ÓSEA PARA PACIENTES TRATADOS LU-177 SIGUIENDO LA METODOLOGÍA MIRD 920
Saborido Moral, J. D.; Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; Rodríguez Herrero, A.; Buades Forner, M. J.

ESTIMACIÓN MEDIANTE TÉCNICAS DE MONTE CARLO DE KERNELS DE DEPOSICIÓN DE ENERGÍA PARA FOTONES Y ELECTRONES DE HACES MONOENERGÉTICOS EN EL RANGO ÚTIL DE MEDICINA NUCLEAR 920
Saborido Moral, J. D.; Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; Rodríguez Herrero, A.; Buades Forner, M. J.

SIMULACIÓN DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MAA-TC99M COMPARACIÓN 2D Y VÓXEL DE SHUNT HEPATO-PULMONAR (SHP) 921
Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Buades Forner, M. J.

ACREDITACIÓN DE PET SIEMENS BIOGRAPH VISION (STANDARD 1 DE EARL): DESAFÍOS Y ESTRATEGIAS 922
Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Buades Forner, M. J.

ESTIMACIÓN DE NÚCLEOS DE DEPOSICIÓN DE DOSIS MEDIANTE MONTECARLO PARA RADIOISÓTOPOS DE USO COMÚN EN MEDICINA NUCLEAR 923
Saborido Moral, J. D.; Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; Rodríguez Herrero, A.; Buades Forner, M. J.

ESTRATEGIA PET/RM PARA EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO DE SINOVIORTESIS DE RODILLA CON YTRIO-90 924
Chover Díaz, B.; Serrano Juárez, A.; Salvador Montaño, M. A.; Pastor Pastor, N. P.; Bosò Martínez, C.; Dacosta Villar, L.; Chillerón Sánchez, J. R.; Riera Gil, E.; Marin Ciocan, A. C.; Mont Castro, L.; Garrido Gulias, N.; García Garzón, J. R.; Brualla Gonzalez, L.

IMPACTO DE LOS ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN EN LA CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN Y CUANTIFICACIÓN DEL SUV EN PET-CT EN PRESENCIA DE ARTEFACTOS METÁLICOS 925
Ferrer Aparicio, M.; Castro Nora, D.; González Vizuete, M.

COMPARACIÓN DE DOSIS ABSORBIDAS EN PET MEDIANTE DOSIMETRÍA BASADA EN MODELOS Y DOSIMETRÍA PACIENTE ESPECÍFICA 926
Sanchez Casi, M.; Jiménez Puertas, S.; González González, T.; Castillo Peña, P.; Lozares Cordero, S.; Diez Chamarro, J.

DOSIMETRÍA POST TRATAMIENTO EN RADIOEMBOLIZACIÓN TRANSARTERIAL HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE 90Y 928
Fernández Benítez, M.; Fernández Romero, J.; Naranjo Jiménez, N.; Calatrava Ramírez, M.; Sánchez Hidalgo, M.; Pérez González, M. A.

MEDIDA DE LA RESPUESTA EN ACTIVIDAD DE UN ACTIVÍMETRO CON 131I 930
Barroso Miranda, M.; Sánchez López, R.; Ferrer García, C.; Huertas Martínez, C.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Pérez Marcos, P.; De La Monja Rey, P.; Mínguez Aguilar, C.

ESTIMACIÓN DE LA ACTIVIDAD ELIMINADA POR ORINA EN TRATAMIENTOS CON 131I MIBG 932
Barroso Miranda, M.; Sánchez López, R.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Pérez Marcos, P.; De La Monja Rey, P.

DIETA DE PREPARACIÓN PARA EL PET-CT CARDIOLÓGICO: LA CALIDAD DE LA IMAGEN PET Y EL AJUSTE A LA DIETA ESPECÍFICA 933
Roigé Piñol, M.; Bernal Ruiz, S.; Trupita Fort, N.; Fuertes Manuel, J.; Tomas Albina, M.; Gil Pros, A.

CALIBRACIÓN DE GAMMACÁMARA PARA 177LU 934
Naranjo Jiménez, N.; Fernández Romero, J. J.; Calatrava Ramírez, M.; Ruíz Manrique, C.; Pérez González, M. A.; Del Pino Mata, R.

MÉTODO RECOVER-GM DE MIRD32 PARA CORRECCIÓN DE EFECTO DE VOLUMEN PARCIAL BASADO EN COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN 936
Mínguez Gabiña, P.; Gallardo Rodríguez, N.; Espinosa Sola, J. M.

MÉTODO DE VERIFICACIÓN DE LOS RESULTADOS DOSIMÉTRICOS EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS OBTENIDOS A PARTIR DE SOFTWARE CON MARCADO CE 937
Mínguez Gabiña, P.; Gallardo Rodriguez, N.; Espinosa Sola, J. M.

ANÁLISIS DEL PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE SONDAS QUIRÚRGICAS 937
García Castañón, P.; Becerro Morgado, J. M.; Gallego Molina, C.; Luengo Izquierdo, P.; Abad Santos, F. J.; Valverde Morán, J.; García Martín, L.; Erzilbengoa Izaguirre, M.; Prieto Martín, C.

EVALUACIÓN CUANTITATIVA DE LA UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA MEDIANTE UNA APLICACIÓN EN MATLAB 939
Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernández, M. J.; Pons Polo, G.; Delgado Aparicio, J. M.; Macías Castillo, M. J.; Mancha Mateos, P. J.; Carrasco Vázquez, D.; Baena Porras, M.; Márquez Pavo, L.; Rodriguez Alarcón, C.; Roberto Domínguez, D.

DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA DE MÉDULA ÓSEA CON UNA ÚNICA MUESTRA DE SANGRE PARA TRATAMIENTOS DE 131I 940
Montoya Armisén, P.; Andrés Rodríguez, C.; Pena Vaquero, S.; Villar Vázquez, C.; Soto Angona, R.; Sánchez Pérez, M.; Torres Cabrera, R.; Pérez Gómez, F.; Antón García, D.; Agulla Otero, M.; Hurtado Romero, A. E.; Miguel Pérez, D.; Donís Gil, S.; Frutos Baraja, J. M.; Del Castillo Belmonte, Á.; Alonso Hernández, D.

ESTUDIO DE LA CUANTIFICACIÓN DE LA IMAGEN PET VARIANDO EL TIEMPO DE ADQUISICIÓN 941
Pascual Pérez, R.; Camacho López, C.; Carrasco Vela, N.; Mosquera Cereijo, I.; Andrés Bautista, D.; Marín López, M. T.; Asensio Llobat, F.; Díez Domingo, S.

VERIFICACIÓN DE UNA APLICACIÓN COMERCIAL DE CÁLCULO DE DOSIS EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN DE HEPATOCARCINOMAS CON MICROESFERAS DE Y-90 942
Sánchez López, R.; Guisande Fernández, S.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Yang, G.; Martínez Sánchez, M.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; De La Monja Rey, P.; Mínguez Aguilar, C.; Sáez Beltrán, M.

SIMULACIÓN MONTECARLO DEL MANIQUÍ DE ESFERAS NEMA CON Y-90 944
Sánchez López, R.; Barroso Miranda, M.; Guisande Fernández, S.; Yang, G.; Pérez Marcos, P.; Martínez Sánchez, M.; Rojo Navarrete, D.; García Riñón, D.; Alonso Delgado, I.; Galiano Fernández, P.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Mínguez Aguilar, C.; De La Monja Rey, P.; Sáez Beltrán, M.

COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE RECONSTRUCCIÓN EN PET/CT: IMPACTO EN LA CALIDAD DE IMAGEN Y CUMPLIMIENTO DE LOS ESTÁNDARES EARL 946
Martin-Vaello, R. R.; Derecho Torres, F.; Perucha Ortega, M.; Luis Simón, F. J.

COMPARACIÓN DE DOSIS PRE Y POST TRATAMIENTO EN TUMORES HEPÁTICOS USANDO ESFERAS DE VIDRIO DE 90Y 949
Delgado Espinosa, S.; Perucha Ortega, M.; Juan Martos, E.; Luis Simón, F. J.

DOSIS DERIVADA A LA VESÍCULA BILIAR EN TRATAMIENTO DE RADIOEMBOLIZACIÓN CON MICROESFERAS DE VIDRIO DE Y-90 950
Juan Martos, E.; Perucha Ortega, M.; Delgado Espinosa, S.; Luis Simón, F. J.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE DOS SOFTWARES DE CÁLCULO DE DOSIS EN RADIOEMBOLIZACIÓN CON 90Y: RESULTADOS DOSIMÉTRICOS BASADOS EN HISTOGRAMAS 951
Pena Vaquero, S.; Andrés, C.; Villar, C.; Montoya, P.; Sánchez, M.; Soto, R.; Pérez, F.; Hurtado, A. E.; Bosch, T.; Ortega, J.; Viñé, D.; Agulla, M.; Donis, S.; Miguel, D.; Antón, D.; Del Castillo, Á.; Alonso, D.; De Frutos, J. M.; Torres, R.

ÁREA TEMÁTICA: RADIODIAGNÓSTICO DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

CONTROL DE CALIDAD DE UN SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS EN UN HOSPITAL UNIVERSITARIO 953
Mesa González, A.; Sánchez Casanova, R. M.

CARACTERIZACIÓN DE DOSÍMETROS OSL DE BEO EN RADIODIAGNÓSTICO 954
López Romero, A.; Corredoira, E.

EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE UN DETECTOR DE PANEL PLANO DINÁMICO SEGÚN EL NUEVO PROTOCOLO DE LA EFOMP 955
Fernandez Iglesias, A.; Caudepon Moreno, F.; Lamaison Vidarte, M.; Miquelez Alonso, S.; García Iglesias, N.; Bragado Álvarez, L.; Pellejero Pellejero, S.; Fuentemilla Urio, N.; Martín Veganzones, M.; Astudillo Olalla, R.; Gorrochategui Susperregui, A.; Mañeru Cámara, F.

NIVELES DE REFERENCIA LOCALES PARA EXTREMIDADES EN RADIOLOGÍA GENERAL 956
Gonzalez Pose, A.; Medina Jimenez, E.; Facal Molina, I.; Pombar Cameán, M.

ESTIMACIÓN Y COMPARACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN ÚTERO EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA MEDIANTE DOSE QAELUM Y FETALDOSE 958
Corbalán Mirete, A.; Pérez Álvarez, M. E.; Zambrano Salas, E.; Rivas Morales, J. J.; Ruiz García, E.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD EN ANGIOGRAFÍA 959
Ropero Real, A.; Camacho De La Vega, G.; Uzquiza López, J.; Rodríguez Cobo, C.; Ferreiros Vázquez, N.; Marqués Fraguela, E.; Reguilón Martín, A.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 960
Camacho De La Vega, G.; Ropero Real, A.; Uzquiza López, J.; Ferreiros Vázquez, N.; Rodríguez Cobo, C.; Marqués Fraguela, E.; Reguilón Martín, A.

EVALUACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO EN MAMOGRAFÍA 962
Collado Soto, A.; Segovia Brome, R. M.; Muñoz Bruque, Á.; Ortiz Lora, A.; Fernández Molina, D.

VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE GENERACIÓN DE IMÁGENES MONOENERGÉTICAS VIRTUALES EN UN CT PHILIPS CT 7500 963
Forner Forner, À.; Merino Gestoso, J. Á.; Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Clemente Gutiérrez, F.; Díez Gallego, M. Á.; García De Acilu Laa, M. P.; Navarro Ibarra, C. A.; Pardo Pérez, E.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Núñez Muñoz, J.; Fustes Sanjuán, M. M.; Fonseca Siles, Á.; Castro Rizos, I.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Rahmouni Alami Afazaz, S.; Garayoa Roca, J.; Vera Sánchez, J. A.; Caudepón Moreno, F.

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN LA RADIOGRAFÍA PEDIÁTRICA DE COLUMNA COMPLETA 965
Gallego Molina, C.; García Castañón, P.; Becerro Morgado, J. M.; Becerro Morgado, J. M.; Prieto Martín, C.; Luengo Izquierdo, P.

NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO EN PROCEDIMIENTOS DE FLUOROSCOPIA E INTERVENCIONISMO EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE PRIMERA ETAPA 966
Ubeda De La Cerda, C.; Franco, M.; Kodlulovich, S.; Descalzo, A.; Cuellar, C.; Seijas, J.; Lykawka, R.; Arce, L.; Zambrano, Y.; Rivera, T. (10); Trujillo, F. (11); De León, M. (12); Ortega, J. (13); Miranda, P. (14); Almeida Geambastiani, P. (15); López, G. (16); Sanchez, L. (17); Barbosa, N. (18); Andisco, D. (19); Leyton, F.; Donoso, S.

VALIDACIÓN DEL MANIQUÍ CIRS-021 PARA CONTROL DE CALIDAD DE MAMÓGRAFOS CON TOMOSÍNTESIS 968
Solla Bartual, C.; Velasco Fernández, C.; Pallarés Ripollés, M.; Angulo Santos, A.; Gracia Ochoa, M.; Alegre Gómez, A.; Bosch Morell, A. M.; Vico Escribano, M. A.; Cotanda Ricart, V.; Baeza Rodríguez, L.; Sánchez Relucio, J. C.; Pamos Navas, J. L.; Abad Mocholí, D.

ANÁLISIS DEL IMPACTO DE LA MODIFICACIÓN DEL ESPESOR DE DELANTALES PLOMADOS EN LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y LA ERGONOMÍA 969
Solla Bartual, C.; Vico Escribano, M. A.; Angulo Santos, A.; Pallarés Ripollés, M.; Velasco Fernández, C.; Bosch Morell, A. M.; Cotanda Ricart, V.; Alegre Gómez, A.; Pamos Navas, J. L.; Sánchez Relucio, J. C.; Gracia Ochoa, M.; Baeza Rodríguez, L.; Abad Mocholí, D.

SISTEMAS DE GESTIÓN DE DOSIS COMO HERRAMIENTA PARA CONTROL DE CALIDAD: EVALUACIÓN DEL CAI EN INTERVENCIONISMO 971
Musson Gomez, D. A.; Gayol Vilorio, I.; Cuesta Reina, J. A.; Megías Ruiz, J. M.; Barba Pérez, J. C.; Alarcia Noci, M.; Sánchez Casanueva, R. M.; Alejo Luque, L.; Sierra Díaz, F.

DETERMINACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE RADIOLOGÍA GENERAL Y SU COMPARACIÓN CON EL ESTUDIO DOPOES II 973
Díaz Martín, D.; García Agrela, I.; González Fernández, A.; Rubio Ayllon, C. C.; Pórtas Ferrádas, B. C.; Gutierrez Rodriguez, L.

IMPACTO DE LA COLIMACIÓN MANUAL EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA PEDIÁTRICA 974
Rojo Navarrete, D.; García Riñón, D.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Alonso Delgado, I.; Martínez Sánchez, M.; Galiano Fernández, P.; Sánchez López, R.; De La Monja Rey, P.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.

FACTORES DE CONVERSIÓN DOSIS EFECTIVA – PRODUCTO DOSIS ÁREA EN ESTUDIOS FLUOROSCÓPICOS DE DEGLUCIÓN PEDIÁTRICOS 976
Garcia Riñon, D.; Rojo Navarrete, D.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; Martínez Sánchez, M.; Sánchez López, R.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; De La Monja Rey, P.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P. J.; Sáez Beltrán, M.

DOSIS EFECTIVA EN ESTUDIOS DINÁMICOS DE DEGLUCIÓN PARA PACIENTES PEDIÁTRICOS 978
Garcia Riñon, D.; Rojo Navarrete, D.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; Sánchez López, R.; Martínez Sánchez, M.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; De La Monja Rey, P.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P. J.; Sáez Beltrán, M.

VALIDACIÓN CLÍNICA DE SISTEMA DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL DE DIAGNÓSTICO DE RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX GLEAMER CHESTVIEW 980
Cano Iglesias, E.; García Baltar, J. A.; González Sánchez, J.; Palomo Gómez, J.

ESTUDIO DE ARTEFACTOS EN MANIQUÍ DE CONTROL DE CALIDAD EN TOMOSÍNTESIS 982
Del Olmo Martín, P.; Angulo Pain, E.; Granado Olmedo, J. M.; Iborra Oquendo, M. A.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS EN CATETERISMOS CARDÍACOS: EVALUACIÓN DE DOS SISTEMAS PHILIPS AZURION EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GUADALAJARA 983
Corredoira Silva, E.; López Romero, A.; Novo García, E.; Angulo Llanos, R.; Benitez Peyrat, J. M.; Balaguer Recena, J.

PORCENTAJE DE MONITORES DE DIAGNÓSTICO QUE PRESENTAN DEFICIENCIAS Y ABUNDANCIA RELATIVA DE LAS MÁS HABITUALES EN EL ÁMBITO SANITARIO DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE VALLADOLID 985
Pérez Gómez, F.; Viñe Garcia, D.; Bosch Mellinas, T.; Antón García, D.; Viloria Calles, A. I.; Agulla Otero, M.; Pena Vaquero, S.; Soto Angona, R.; Hurtado Romero, A. E.; Villar Vazquez, C.; Andres Rodriguez, C.; Miguel Perez, D.; Torres Cabrera, R.; Donis Gil, S.; Frutos Baraja, J. M.; Alonso Hernandez, D.; Sanchez Perez, M.; Montoya Armisen, P.

NIVELES DE REFERENCIA LOCALES EN ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA PARA 9 TCS 986
Derecho Torres, F. A.; López Martín, N.; Luis Simón, F. J.

ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD EN LAS PRUEBAS DE ACEPTACIÓN DE 14 ARCOS QUIRÚRGICOS DE NUEVA ADQUISICIÓN 988
Picón García, F.; Derecho Torres, F. A.; López Martín, N.; Luis Simón, F. J.

IMPACTO DEL FILTRO DE PLATA EN LA CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC) 990
Caudepón Moreno, F.; Lamaison Vidarte, M.; Fernández Iglesias, A.; Miquelez Alonso, S.; García Iglesias, N.; Fuentemilla Urio, N.; Bragado Álvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; Martín Veganzones, M.; Astudillo Olalla, R.; Gorrochategui Susperregui, A.

ANÁLISIS DEL ÍNDICE GNL COMO HERRAMIENTA DE OPTIMIZACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC) 991
Caudepón Moreno, F.; Lamaison Vidarte, M.; Fernández Iglesias, A.; Miquelez Alonso, S.; Astudillo Olalla, R.; Martín Veganzones, M.; Pellejero Pellejero, S.; Bragado Álvarez, L.; Mañeru Camara, F.; Fuentemilla Urio, N.; Gorrachategui Susperregui, A.; García Iglesias, N.

CONTROL DE CALIDAD DE MONITORES DE RADIODIAGNÓSTICO MEDIANTE LA PLATAFORMA BARCOQAWEB 993
Gómez González, N.; Jiménez Albericio, F. J.; Castán Guerrero, C.; Vera Tena, D.; González González, E.; López-Blanco Díaz, P.; García Romero, A.; Ortega Pardina, P.; Barranco López, A.; Calvo Carrillo, S.; Castro Moreno, R.; Serrano Zabaleta, S.; Ruiz Manzano, P.

CONTROL DE CALIDAD EN ECÓGRAFOS: DESARROLLO TECNOLÓGICO Y SU IMPACTO EN EL DIAGNÓSTICO CLÍNICO 994
Manzano Martínez, F. J.; Espejo, M.; Nuño, C.; Cañete, S.; Pastor, J.

ESTABLECIMIENTO DE NRDS LOCALES PARA TELEMETRÍAS DE COLUMNA Y MIEMBROS INFERIORES 996
Facal Molina, I.; González Kölmel, E.; González Pose, A.; Medina Jimenez, E.; Mosquera Sueiro, J.; Lobato Busto, R.; Pombar Cameán, M.

EVALUACIÓN DE UNA DEFINICIÓN ALTERNATIVA PARA LA FUNCIÓN DE DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS EN TOMOSÍNTESIS 998
Facal Molina, I.; González Kölmel, E.; Otero Martínez, C.; González Pose, A.; Sánchez García, M.; Álvarez Llorente, D.; Luna Vega, V.; Pombar Cameán, M.

INTERCOMPARACIÓN ENTRE DGM INDICADA Y CALCULADA PARA TRES EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA 1000
Facal Molina, I.; González Kölmel, E.; Otero Martínez, C.; González Pose, A.; Salas Mellado, A.; Pombar Cameán, M.

CORRECCIÓN DEL CÁLCULO DOSIMÉTRICO EN BASE AL GESTOR DE DOSIS 1002
García Agrela, I.

ANÁLISIS DE LAS PROPIEDADES DEL RUIDO EN LAS IMÁGENES CT RECONSTRUIDAS CON LOS ALGORITMOS DIRECT DENSITY, DUAL ENERGY Y CONVENCIONAL 1003
Mingarro Carceller, J.; González Amorós, L. E.; Ponce Navarro, F. J.; Ariño Oliver, J.; Artigues Pedrola, M.

VALORES TÍPICOS DE PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS EN PROCEDIMIENTOS DE HEMODINÁMICA EN EL HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU 1005
Roda Garcia, J.; Barceló Pagès, M.; Ruiz Martínez, A.; Gallego Franco, P.; Jornet Sala, N.; Pérez-Alija Fernández, J.; Tejedor Aguilar, N.; Ansón Marcos, C.; Vivancos Bargalló, H.; Domínguez Perea, A.; Riu Molinero, V.; Ambroa Rey, E. M.; Carrasco De Fez, P.

CALIDAD DE IMÁGENES DE TC RECONSTRUIDAS CON EL ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA ADAPTIVE STATISTICAL ITERATIVE RECONSTRUCTION (ASIR) 1007
Fernández Romero, J. J.; Arrebola Pérez, D.; Naranjo Jiménez, N.; Navarro Guirado, F.; Moral Sánchez, S. C.; Ortega Cantos, E. M.

COMPARATIVA DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN PACIENTES PEDIÁTRICOS 1009
Rivas Morales, J. J.; Zambrano Salas, E.; Álvarez Pérez, M. E.; Ruiz Garcia, E.

ESTIMADORES DE DOSIS EN ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 1012
León García, J. L.; Castro Nora, D.; García Reyes, M.; Lupiani Castellanos, J.

OBTENCIÓN DE LOS SSDE EN PACIENTES PEDIÁTRICOS MENORES DE DOS AÑOS UTILIZANDO EL MANIQUÍ CTDI DE CABEZA PEDIÁTRICA DE 10 CM DE DIÁMETRO 1013
García De Iturrospe Lizaso, J.; Hernández Rodríguez, J.; Álvarez Pérez, J. M.; Benito García, J. C.; Gómez Llorente, P. L.; Tartilán Buey, A.; Arroyo Sánchez, C.; Montes Fuentes, C.

ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD EN LA CALIBRACIÓN ENTRE EL ÍNDICE DE EXPOSICIÓN Y EL KERMA EN DETECTORES DIGITALES MEDIANTE MODELOS ESTADÍSTICOS 1015
Torres Sánchez, J.; Martínez Luna, R. J.; Miñano Herrero, J. A.

ESTUDIO DE LAS CONDICIONES DE IRRADIACIÓN SEGÚN EL ESTÁNDAR RQA5 EN UN EQUIPO DE RADIOLOGÍA CONVENCIONAL 1017
Torres Sánchez, J.; Miñano Herrero, J. A.; Martínez Luna, R. J.

PROPUESTA DE VALORES DE REFERENCIA EN MG TOMOSÍNTESIS 1018
Simon Soler, J. M.; Cordon, E.; Coll Pujol, A.

ESTABLECIMIENTO DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN TC PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE RADIODIAGNÓSTICO 1020
Ferrer Aparicio, M.; Marin Ciocan, A. C.; Palma Copete, J. D.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICO PARA PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO RAMÓN Y CAJAL 1021
Trujillo Garcia, J.; Prieto Morán, D.; Béjar Navarro, M. J.; Cámara Gallego, M.; Capuz Suárez, A. B.; Colmenares Fernández, R.; García Fuentes, J. D.; Morís Pablos, R.; Sevillano Martinez, D.; Chillida Rey, R.; Rodriguez-Manzaneque Sosa, C.; García Vicente, F.

UTILIZACIÓN DE CAE VIRTUAL (S-AEC) EN DETECTORES INALÁMBRICOS DE EQUIPOS SAMSUNG DE RADIOLOGÍA PORTÁTIL 1022
Almansa, J.; Altozano Ruiz, E.

MÉTRICAS DE EVALUACIÓN DE LA UNIFORMIDAD PARA LA PRUEBA DX14 DEL PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO 1025
Almansa, J.; Altozano Ruiz, E.; Escobar Cerezo, J.

DOSIS A PACIENTES EN UNA UNIDAD DE ENDOSCOPIAS 1027
Agulla Otero, M.; Soto Angona, R.; Antón García, D.; Pérez Gómez, F.; Andrés Rodríguez, C.; Pena Vaquero, S.; Villar Vázquez, C.; Sánchez Pérez, M.; Montoya Armisén, P.; Torres Cabrera, R.; Del Castillo Belmonte, Á.; Miguel Pérez, D.; Hurtado Romero, A. E.; Donis Gil, S.; De Frutos Baraja, J. M.; Alonso Hernández, D.

ESTUDIO DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL PEDIÁTRICA EN EL HOSPITAL GENERAL DE CIUDAD REAL (HGUCR) 1028
Pérez Álvarez, M. E.; Zambrano Salas, E.; Rivas Morales, J. J.; Ruiz García, E.; Corbalán Mirete, A.

JUSTIFICACIÓN DE PRUEBAS DIAGNÓSTICAS EN EMBARAZADAS: EVALUACIÓN DE RIESGOS Y DOSIS FETALES 1030
Pérez Álvarez, M. E.; Corbalán Mirete, A.; Zambrano Salas, E.; Rivas Morales, J. J.; Ruiz García, E.

RED NEURONAL CONVOLUCIONAL PARA LA REDUCCIÓN DE RUIDO EN IMÁGENES DE BAJA DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 1031
Gordillo Cerezo, J.; Calatrava Ramírez, M.; Naranjo Jiménez, N.; Ruiz Manrique, C.; Ruiz Ramírez, F.; Romero Fernández, J. J.

FACTORES RELATIVOS DE EI FRENTE A K PARA LAS COMBINACIONES DE KV-ESPESOR DE ALUMINIO PROPUESTAS EN LA PRUEBA DX24 DEL PECCRD2024 1033
Lamaison Vidarte, M.; Fernandez Iglesias, A.; Miquelez Alonso, S.; Egozcue Ciga, I.; Caudepón Moreno, F.; García Iglesias, N.; Martín Veganzones, M.; Gorrochategui Susperregui, A.; Astudillo Olalla, R.; Mañeru Cámara, F.; Fuentemilla Urio, N.; Pellejero Pellejero, S.; Bragado Álvarez, L.

VERIFICACIÓN EXPERIMENTAL DEL FACTOR CK PROPUESTO POR EL AAPM TG282/ EFOMP WG EN MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL Y TOMOSÍNTESIS 1034
Lamaison Vidarte, M.; Miquelez Alonso, S.; Fernandez Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Gorrochategui Susperregui, A.; García Iglesias, N.; Bragado Álvarez, L.; Martín Veganzones, M.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; Fuentemilla Urio, N.; Astudillo Olalla, R.

FACTORES RELATIVOS DE EI FRENTE A KERMA PARA LAS COMBINACIONES DE KV-ESPESOR DE PMMA PROPUESTAS EN LA PRUEBA DX24 DEL PECCRD2024 1036
Lamaison Vidarte, M.; García Iglesias, N.; Fernandez Iglesias, A.; Egozkue Ziga, I.; Caudepón Moreno, F.; Fuentemilla Urio, N.; Gorrochategui Susperregui, A.; Bragado Álvarez, L.; Miquelez Alonso, S.; Mañeru Cámara, F.; Astudillo Olalla, R.; Pellejero Pellejero, S.; Martín Veganzones, M.

COMPARACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR EN MAMOGRAFÍA CALCULADA SEGÚN EL MÉTODO DE DANCE Y SEGÚN EL NUEVO PROTOCOLO AAPM TG282/EFOMP WG 1037
Lamaison Vidarte, M.; Fernandez Iglesias, A.; Miquelez Alonso, S.; Caudepón Moreno, F.; García Iglesias, N.; Bragado Álvarez, L.; Fuentemilla Urio, N.; Astudillo Olalla, R.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; Gorrochategui Susperregui, A.; Martín Veganzones, M.

RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE DETECTORES DIGITALES DE PANEL PLANO RECOGIDAS EN EL PECCRD2024 PARA TRES MODELOS DE PANEL PLANO 1038
Lamaison Vidarte, M.; Miquelez Alonso, S.; Fernandez Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Egozkue Ziga, I.; García Iglesias, N.; Mañeru Cámara, F.; Astudillo Olalla, R.; Pellejero Pellejero, S.; Fuentemilla Urio, N.; Gorrochategui Susperregui, A.; Martín Veganzones, M.; Bragado Álvarez, L.

COMPARACIÓN DE LA DOSIS ACUMULADA RECIBIDA POR PROFESIONALES INTERVENCIONISTAS EN PROCEDIMIENTOS DE VASCULAR Y HEMODINÁMICA 1040
López Martín, N.; Derecho Torres, F. A.; Delgado Espinosa, S.; Luis Simón, F. J.

RESULTADOS DE PROGRAMA DE REVISIÓN DE LA INTEGRIDAD DE PRENDAS DE PROTECCIÓN INDIVIDUAL FRENTE A LAS RADIACIONES IONIZANTES EN NUESTRO CENTRO 1042
López Martín, N.; Luis Simón, F. J.; Castro Chacón, M. Del C.; García Ortega, M. L.; Derecho Torres, F. A.

COMPARATIVA DE LOS MODELOS DE DOSIMETRÍA DE MAMA DE DANCE Y TG282: IMPACTO EN LA ESTIMACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA EN EL CRIBADO DEL ÁREA DE SALUD DE TOLEDO 1044
Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Chapel Gómez, M. L.; Merino Gestoso, J. Á.; Forner Forner, Á.; Clemente Gutiérrez, F.; Díez Gallego, M. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; García De Acilu Laa, M. P.; Pardo Pérez, E.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Núñez Muñoz, J.; Fustes Sanjuán, M. M.; Fonseca Siles, Á.; Castro Rizos, I.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Rahmouni Alami Afazaz, S.

PRUEBAS DE ACEPTACIÓN DE UN TC ESPECTRAL GENERAL ELECTRIC REVOLUTION APEX 1047
Jiménez Albericio, F. J.; Gómez González, N.; Castán Guerrero, C.; Vera Tena, D.; González González, E.; López-Blanco Díaz, P.; Castro Moreno, R.; Ruiz Manzano, P.

COMPARACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS ACTUALES CON LOS NIVELES DE REFERENCIA LOCALES PARA DIAGNÓSTICO EN TC 1048
Naranjo Jiménez, N.; Ruíz Manrique, C.; Calatrava Ramírez, M.; Fernández Romero, J. J.; Navarro Guirado, F.; Casado Villalón, F. J.

IMPLEMENTACIÓN Y USO DE LOS NRD COMO CONTROL DE CALIDAD EN LAS ADQUISICIONES DE RAYOS X CONVENCIONALES 1049
Estrada Pastor, O.; Godoy Cazorla, J.; Yánez López, D. F.; Santana Almeida, S.; Tornero López, A. M.

CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA MULTI-ENERGÍA (TCME) 1051
Arias Castro, P.; Alarcon Ros, R.; Gil López, C.; Romero Sillerro, F.; Font Gelabert, J. C.

COMPARACIÓN DE LA ESTIMACIÓN DE DOSIS GLANDULAR MEDIA. UN NUEVO MÉTODO DE CÁLCULO 1052
Luengo Izquierdo, P.; Garcia Castañon, P.; Becerro Morgado, J. M.; Gallego Molina, C.; Prieto Martin, C.

EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE CONTRASTE YODADO CON TC ESPECTRAL 1053
García Castañón, P.; Becerro Morgado, J. M.; Luengo Izquierdo, P.; Gallego Molina, C.; Paradela Díaz, G.; Prieto Martín, C.

ANÁLISIS DE EQUIPOS INTERVENCIONISTAS CON SISTEMA DE GESTIÓN DE DOSIS DOLQA 1055
Retorta Fernández, P.; Martínez Gómez, L. C.; Lozano Martínez, R.; Rot Sanjuan, M. J.; Martín García, D.; Martín Fontán, M.; Gilarranz Moreno, R. M.

ESTIMACIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN LITOTRICIA 1057
Ruiz Manzano, P.; Blasco Beltran, B.; Jiménez Albericio, F. J.; Gómez Gónzalez, N.; Castán Guerrero, C.; Castro Moreno, R.

ANÁLISIS DE DOSIS A TRABAJADORES DE INTERVENCIONISMO POR ROL MEDIANTE EL USO DE DOSIMETRÍA EN TIEMPO REAL EN UNA UNIDAD DE ENDOSCOPIAS 1058
Soto Angona, R.; Agulla Otero, M.; Antón García, D.; Pérez Gómez, F.; Villar Vázquez, C.; Sánchez Pérez, M.; Montoya Armisen, P.; Miguel Perez, D.; Donis Gil, S.; Frutos Baraja, J. M.; Hurtado Romero, A. E.; Del Castillo Belmonte, A.; Alonso Hernández, D.; Andrés Rodriguez, C.; Pena Vaquero, S.; Torres Cabrera, R.

DOCCACI: UN PROGRAMA MULTICÉNTRICO PARA RECOMENDAR NIVELES DE REFERENCIA EN CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA 1059
Sánchez, R.; Salinas, P.; Vañó Carruana, E.; Fernández Soto, J. M.; Rosales Espízua, F. J.; Sáez, J. R.; Agulla, M. M.; Campo Prieto, A.; Ordiales Solís, J. M.; Rama, J. C.; Pifarré, X.; Oteo, J. F.; Carrera, F.; Gómez, A. E.

DETERMINACIÓN DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL DE DETECTORES DE IMAGEN DE EQUIPOS FLUOROSCÓPICOS DE FORMA CUANTITATIVA 1060
Delgado Espinosa, S.; López Martín, N.; Derecho Torres, F. A.; Picón García, F.; Luis Simón, F. J.

CÁLCULO DEL CTDI A PARTIR DEL PERFIL DE DOSIS DE UN TC. COMPARACIÓN CON EL CTDI MEDIDO CON CÁMARA LÁPIZ 1061
Delgado Espinosa, S.; Derecho Torres, F. A.; López Martín, N.; Sánchez Esperón, J.; Luis Simón, F. J.

COMPARACIÓN DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL DE DETECTORES DIGITALES DE IMAGEN DE DIFERENTES MARCAS COMERCIALES USANDO LA MTF 1063
Delgado Espinosa, S.; López Martín, N.; Castro Nora, D.; Derecho Torres, F. A.; Luis Simón, F. J.

CURVA CONTRASTE-DETALLE BASADA EN EL MÉTODO DEL OBSERVADOR CUASI IDEAL NPWE 1064
Romero García, S.; Marin Ciocan, A. C.; Villaescusa Blanca, J. I.

ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

MEDIDAS DE DOSIS AMBIENTAL DE NEUTRONES EN CAMPOS DE RADIACIÓN PULSADOS, DE ALTA ENERGÍA E INSTALACIONES DE TERAPIA HADRÓNICA: PROYECTO LINREM 1066
Brusasco, B.; Tarifeño Saldivia, A. E.

EVALUACIÓN DE LA HOMOGENEIDAD DEL GAS RADÓN EN UNA CÁMARA MEDIANTE EL USO DE DETECTORES PASIVOS DE TRAZAS 1067
Noverques Medina, A.; Juste Vidal, B.; Trull Hernandis, C.; Verdú Martín, G.

SISTEMA PROPIO DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE PARA LA VIGILANCIA DE ÁREA EN SALAS DE MAMOGRAFÍA DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD 1067
Ropero Real, A.; Uzquiza López, J.; Camacho De La Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Pedrosa Delgado, C.; Fernández Lavin, N.; Cuesta Guerrero, I.; Rodríguez Cobo, C.; Marqués Fraguela, E.; Ferreiros Vázquez, N.

INTERCOMPARACIÓN ENTRE LABORATORIOS EUROPEOS PARA LA CALIBRACIÓN DE UN MULTÍMETRO DE CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X DE DIAGNÓSTICO 1070
Camp Brunés, A.; Ginjaume Egido, M.; Mota Pérez, L.; Roig Costa, M.; Brodecki, M.; Boziari, A.; Toroi, P.; Živanović, M.

DOSIMETRÍA Y ESPECTROMETRÍA DE NEUTRONES EN EL ÁREA EXPERIMENTAL DEL LÁSER VEGA DEL CLPU DURANTE UN EXPERIMENTO DE ACELERACIÓN DE PROTONES Y PRODUCCIÓN DE NEUTRONES 1072
Domingo Miralles, C.; Álvarez, J. M.; Cives, A. M.; Ehret, M.; García, E.; Méndez, C.; Vladisavlevici, I.

ARTEFACTOS EN LA VIGILANCIA DOSIMÉTRICA DE ÁREA DEBIDO A MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN 1072
Rodríguez Cobo, C.; Ferreiros Vázquez, N.; Ropero Real, A.; Camacho De La Vega, G.; Marqués Fraguela, E.; Cuesta Guerrero, I.; Fernández Lavín, N.; Del Amo Crespo, E.

DISMINUCIÓN DE LA RESPUESTA DE TLD-100 CON EL USO CONTINUADO EN DOSIMETRÍA DE ÁREA Y VIGILANCIA 1074
Rodríguez Cobo, C.; Ferreiros Vázquez, N.; Ropero Real, A.; Marqués Fraguela, E.; Camacho De La Vega, G.; Pedrosa Delgado, C.; Fernández Lavín, N.; Cuesta Guerrero, I.

EVALUACIÓN DE LA EFICIENCIA DE RETENCIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN DE LAS MASCARILLAS AUTOFILTRANTES (RADON_MASK) 1076
Grossi, C.; Pino Gonzalez, D.; Vargas Drechsler, A.

PROYECTO EURAMET GUIDERADPROS: ARMONIZACIÓN, ACTUALIZACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE LA NORMA ISO 4037 DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA FOTONES DE RAYOS X 1077
García Mulas, C.; Scientist, S.; Kržanović, N.; Kowatari, M.; Živanović, M.; Hupe, O.; Zutz, H.; Sousa Ferreira, M.; Boziari, A.; Avilés Lucas, P.; Campo Blanco, X.; Cornejo Díaz, N. A.; Embid Segura, M.; Borrego Ramos, M.

DETECTORES AMBIENTALES DE NEUTRONES PARA USO EN UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA: CALIBRACIÓN, VERIFICACIÓN OPERACIONAL, INCERTIDUMBRES, Y COMPARACIÓN CON SIMULACIONES MONTE CARLO 1079
Martínez Francés, E.; Morán Velasco, V.; Méndez Villafañe, R.; Soria Ruíz-Ogarrio, L.; Arenas Vicente, J.; Parla Rodríguez, S.; Martí Climent, J. M.

ESTUDIO Y COMPARACIÓN DE LOS TIEMPOS DE RESPUESTA DE DOS DETECTORES DE RADIACIÓN AMBIENTAL 1080
Pons Polo, G.; Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Carrasco Vázquez, D.; Márquez Pavo, L.; Mancha Mateos, P. J.; Baena Porras, M.; Rodriguez Alarcón, C.; Roberto Domínguez, D.

ESTUDIO DEL EFECTO PIEZOELECTRICO EN EL TEJIDO OSEO DEBIDO A LAS TASAS DE DOSIS DE RADIACIÓN EN RADIOTERAPIA Y APLICACIONES EN DOSIMETRIA 1082
Suárez Sánchez, G.

INCERTIDUMBRE DE HP(3) EN DOSIMETRÍA PERSONAL DE CRISTALINO 1084
Mas Muñoz, I.; Pujades Claumarchirant, M. C.; Soriano Cruz, Á.; Vilar Palop, J.; Lusa Agüero, T.

EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES DOSIMÉTRICAS DE LIF:MG,TI MEDIANTE IRRADIACIÓN CON UN LINAC 1085
García Del Dedo, L.; Cives Fernández, A. M.; Álvarez Pastor, J. M.; Gil San Millán, E.; Benavente Cuevas, J. F.; Sáez Beltrán, F.; Benito Bejarano, M.; Gómez Enríquez, F.

PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN INTERNA EN 15 CENTROS GENESISCARE ESPAÑA 1086
Brosed Aguilon, M. L.; Arregui, G.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA SENSIBILIDAD DE DOSÍMETROS GEL TIPO PAGAT INFUNDIDOS CON DIFERENTES AGENTES DE CONTRASTE DE GD DE USO CLÍNICO 1088
Fuentealba Moraga, M.; Vallejos Muñoz, C.; Díez Domingo, S.; Santibáñez Villalobos, M.

CARACTERIZACIÓN Y CALIBRACIÓN DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT4 Y PARÁMETROS DE INFLUENCIA 1089
Díez Gallego, M. Á.; Solís Preciado, N.; Pardo Pérez, E.; García De Acilu Laa, M. P.; Clemente Gutiérrez, F.; Forner Forner, Á.; Merino Gestoso, J. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Castro Rizos, I.; Fonseca Siles, Á.; Fustes Sanjuán, M. M.; Núñez Muñoz, J.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rahmouni Alami Afazaz, S.; Chapel Gómez, M. L.

INTERCOMPARACIÓN DE AC-225 1091
Navarro Ortega, N.; Peyrés Medina, V.; Sánchez Cabezudo, A. I.; Pérez Iruela, J. A.; García Vicente, F.; Roteta Ibarra, M.

PUESTA EN MARCHA DEL EQUIPO SCATTER PROBE DE RTI: EVALUACIÓN DE SU DESEMPEÑO PARA MEDIDAS DE DISPERSIÓN EN SALAS DE RAYOS X 1092
Pallarés Ripollés, M.; Vico Escribano, M. A.; Angulo Santos, A.; Solla Bartual, C.; Cotanda Ricart, V.; Gracia Ochoa, M.; Sánchez Relucio, J. C.; Velasco Fernández, C.; Alegre Gómez, A.; Bosch Morell, A. M.; Pamos Navas, J. L.; Baeza Rodríguez, L.; Abad Mocholí, D.

RESOLUCIÓN DEL MODELO BIOCINÉTICO DE LOS ELEMENTOS LANTÁNIDOS INCLUIDOS EN ICRP141. EVALUACIÓN DE BIOENSAYOS Y OTRAS APLICACIONES 1093
Sánchez León, J. G.; Moraleda Chaves, M.; López Ponte, M. A.; Rodríguez Díaz, J. M.

¿EXISTE CORRELACIÓN ENTRE LA LECTURA DEL DOSÍMETRO DE CRISTALINO Y LA DEL DOSÍMETRO DE MUÑECA? 1094
Gallardo Rodriguez, N.; Minguez, P.; Espinosa Sola, J. M.

CORRELACIÓN ENTRE LA LECTURA DE DOSIS DEL DOSÍMETRO DE CRISTALINO Y LA DEL DOSÍMETRO DE DELANTAL EN EL SERVICIO DE HEMODINÁMICA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES 1095
Gallardo Rodriguez, N.; Mínguez Gabiña, P.; Espinosa Sola, J. M.

DISEÑO DE UN SISTEMA DE IMAGEN NEUTRÓNICA 1097
Idoeta Hernandorena, R.; Hueso, C.; Ghal-Eh, N.; Rozas Guinea, S.; Petisco, S.; Herranz, M.

RESULTADOS DE LA CORROBORACIÓN DE LA MONITORIZACION INDIVIDUAL DENTRO DE LA REVISIÓN DE LA OIEA DE LOS ASPECTOS RELACIONADOS CON LA SEGURIDAD DEL MANEJO DE AGUA TRATADA CON ALPS EN LA CENTRAL NUCLEAR DE FUKUSHIMA DAICHI 1097
Cruz Suarez, R.

RETOS EN LA CARACTERIZACIÓN DEL EUROFER MEDIANTE EL ANÁLISIS DE PERMEACIÓN Y CUANTIFICACIÓN DE TRITIO 1098
Rozas Guinea, S.; Peñalva Bengoa, I.; Olondo Castro, C.; Urrestizala De Andrés, M.; Alegría Gutiérrez, N.; Idoeta Hernandorena, R.; Herranz Soler, M. E.

ESTUDIO DE DOSIMETRÍA EN LA EXTRACCIÓN Y DISPENSACIÓN DE RADIOFÁRMACOS PET 1099
Bernal Ruiz, S.; Tomàs Albina, M.; Roigé Piñol, M.; Trupita Fort, N.; Gil Pros, A.; Camarasa Escubedo, A.; Fuertes Manuel, J.

VERIFICACIÓN Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE DETECTORES DE LECTURA DIRECTA PARA RADIACIÓN GAMMA EN EL RANGO OPERATIVO DE LA FÍSICA MÉDICA 1100
Del Campo Muñoz, T.; Catalán Acosta, A. D.; Hernández Concepción, E.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL NO SANITARIA Y TRANSPORTE

EVOLUCIÓN EN LA ORGANIZACIÓN Y OPERACIÓN EN LA IRA DEL CLPU 1101
Cives Fernández, A. M.; Álvarez Pastor, J. M.

INFORMES DE LA NCRP, EL UNSCEAR Y EL OIEA SOBRE ATRIBUTABILIDAD: ENFERMEDADES DEBIDAS A LA EXPOSICIÓN A BAJAS DOSIS A RADIACIONES IONIZANTES 1102
Mora Cañadas, J. C.; Vico, A. M.; Noguerales, M. C.

VARIABILIDAD DE ESCENARIOS EN CENTROS DE TRABAJO CON CONDICIONES EXTREMAS: CUEVAS TURÍSTICAS 1104
López Pola, M. T.; García González, H.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

CARACTERIZACIÓN DE UN DETECTOR DE CENTELLEO PARA MEDIDA RADIONUCLEIDOS NATURALES 1104
Alvarez García, A.; Suarez Navarro, J. A.; Benavente Cuevas, J. F.; Suarez Exposito, V. M.; Lopez Ponte, M. A.

RETOS PLANTEADOS EN EL USO DE DETECTORES DE CENTELLEO EN LA REMEDIACIÓN DE TERRENOS CONTAMINADOS CON RADIONUCLEIDOS DE ORIGEN NATURAL 1106
Vico Ocón, A. M.; Sanchez Boyer, L.; Noguerales Bartolomé, C.; Mora Cañadas, J. C.; Casado Prieto, N.; Garrido Delgado, C.

ESTUDIO DE SISTEMAS DE PURIFICACIÓN DE AIRE PARA LA REDUCCIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN 1107
Martínez Ferri, J. E.; Díaz Comeche, A.; Juste Vidal, B.; Verdú Martín, G. J.

CONSIDERACIONES RADIOLÓGICAS TRAS EL DESMANTELAMIENTO DE LAS CENTRALES TÉRMICAS DE CARBÓN EN ESPAÑA 1108
Mora Cañadas, J. C.; Guillen, F. J.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

INDUSTRIAS TENORM Y ESPECTROMETRÍA ALFA: DECONVOLUCIÓN DE ESPECTROS 1109
Olondo Castro, C.; Gamarra Morales, A.; Idoeta Hernadorena, R.; Herranz Soler, M.

ESTUDIO DE LA TRANSFERENCIA Y ESTABILIZACIÓN DE CONCENTRACIONES DE RADÓN EN AGUA Y AIRE 1110
Trull Hernandis, C.; Juste, B.; Sancho, M.; Noverques, A.; Verdú, G.

USO DE COEFICIENTES DE TRANSFERENCIA ESPECÍFICOS PARA LA ESTIMACIÓN DE TASA DE DOSIS A LA BIOTA EN ECOSISTEMAS MEDITERRÁNEOS 1112
Guillén Gerada, F. J.; Real Gallego, A.; Gata Jaramillo, A. M.; Escribano, A.; Muñoz Muñoz, J. G.; Salas García, A.

DESARROLLO DE ESCENARIOS PARA UNA METODOLOGÍA DE ESTIMACIÓN DE LA CONTAMINACIÓN RADIACTIVA DE AGUAS SUBTERRÁNEAS POR EFLUENTES LÍQUIDOS 1112
Guillén Gerada, F. J.; Salas García, A.; Cabezas Vinagre, L.; Tejado Ramos, J. J.; Haut Hurtado, J. M.; Paoletti Ávila, M. E.

COMPARATIVA DE LA NORMATIVA NCRP 151 Y DIN 6847: CÁLCULO DEL ESPESOR DE LOS BLINDAJES 1113
Mayo Nogueira, P.; Reinado Martínez, D.; Campayo Esteban, J.; Verdú Martín, G.

GESTIÓN DE RESIDUOS LÍQUIDOS CON CONTENIDO RADIACTIVO DE 131I, 177LU Y 177MLU PROCEDENTES DE TERAPIA METABÓLICA 1114
Tartilán Buey, A.; Escobar Corominas, I.; Montes Fuentes, C.; Vicente Bernal, R.; Ramos Pacho, J. A.; Arroyo Sánchez, C.; Gómez Llorente, P. L.; Martín Rincón, C.

IMPLANTACIÓN DE UNA HOJA DE CÁLCULO PARA EL ESTUDIO DE LA FECHA DE EVACUACIÓN DE UN DEPÓSITO DE RESIDUOS RADIACTIVOS LÍQUIDOS 1115
Fernández Benítez, M.; Fernández Romero, J. J.; Ruíz Manrique, C.; Pérez González, M. A.; Bodineau Gil, C.

ACTUACIONES EN EL MARCO DEL PROGRAMA DE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS DE LA COMUNITAT VALENCIANA 1116
Simeó Vinaixa, M.

ESTUDIO DE SONDAS DE TASA DE DOSIS DE RADIACIÓN GAMMA PARA LA RED AUTOMÁTICA DE RADIACTIVIDAD AMBIENTAL DEL PAÍS VASCO 1118
Alegria Gutierrez, N.; Hernzndez Ceballos, M. A.; Peñalva Bengoa, I.; Muñoz San Martín, J. M.; Domingo Andima, A.

SIMULACIÓN DE UN ACCIDENTE EN LA CENTRAL NUCLEAR DE BLAYAIS, FRANCIA, EMPLEANDO RASCAL 1118
Hernandez Ceballos, M. A.; Alegria Gutierrez, N.; Peñalva Bengoa, I.; Muñoz San Martín, J. M.; Guzman, N.

MEDIDAS DE LA TASA DE DOSIS GAMMA EN EL NORTE DE ESPAÑA 1119
Alegria Gutierrez, N.; Hernández Ceballos, M. A.; Peñalva, I.; Muñoz San Martín, J. M.

PROGRAMAS DE VIGILANCIA RADIOLOGICA AMBIENTAL ADAPTADOS AL DESMANTELAMIENTO DE CCNN 1120
Belinchon Toral, P.; Pinilla Matos, J. L.; Davo Martin, D.; Alcaide Trenas, E.

DESARROLLO DE PROCEDIMIENTOS DE ACTUACIÓN DE LOS LABORATORIOS DE LA RED DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL DEL CSN EN SITUACIONES ESPECIALES 1121
Ozores, P.

DINÁMICA ATMOSFÉRICA DEL 210PO Y SUS IMPLICACIONES RADIOLÓGICAS 1122
Santos Cárdenas, P.; García Piñero, F.; Bailón García, E.; Ferro García, M. Á.; Carrasco Marín, F.

EXPOSICIÓN RADIOLÓGICA EN EL ENTORNO DE PACIENTES SOMETIDOS A RADIOEMBOLIZACIÓN CON Y-90 1123
Juan Martos, E.; Perucha Ortega, M.; Delgado Espinosa, S.; Luis Simón, F. J.

EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE LA ACTIVIDAD ALFA TOTAL EN AEROSOLES SUPERFICIALES EN SANTA CRUZ DE TENERIFE Y SU RELACIÓN CON EL CIERRE DE LA REFINERÍA 1125
Salazar Carballo, P. A.; López Pérez, M.; Catalán Acosta, A.; Duarte Rodríguez, X.; Del Campo Muñoz, T.; Hernández Suarez, F. J.; Rodríguez Marrero, J. L.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE FUENTES DE RADIACIÓN

TRANSFERENCIA DE I131 A LA LECHE DE VACA: REVISIÓN DEL MODELO BIOCINÉTICO UTILIZANDO EXPERIMENTOS DE ALIMENTACIÓN FACTORIALES 4X4 1127
Salbu, B.; Mora Cañadas, J. C.; Vives I Batlle, J.; Brandt-Kjelsen, A.; Lind, O.; Pettersen, M. N.; Prestløkken, E.; Hove, K.

DESARROLLOS Y OPTIMIZACIÓN DE UN VEHÍCULO DE RESPUESTA RÁPIDA PARA EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS EN ENTORNOS URBANOS 1127
Mora Cañadas, J. C.; Vico, A. M.; Noguerales, M. C.; Correcher, V.; Rodriguez, J.; Sánchez, L.; Casado, N.; Benito, G.; Gómez-Lobo, A.; Abarrategui, A.

ACTIVIDAD DEL HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑON COMO CENTRO DE REFERENCIA PARA LA ASISTENCIA DE PERSONAS IRRADIADAS Y CONTAMINADAS POR SUSTANCIAS RADIACTIVAS 1129
Moreno Domene, M.; Moreno Domene, M.; Fernández Martín, C.; Fernández Martín, C.; Leaman, O. E.; Leaman, O. E.; Muñóz Fernández, M.; Prieto Rodríguez, M. J.; Sierra Díaz, F.; Tavera Pomato, P.; Soza Marañón, A.

ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

MEDIDA Y CARACTERIZACIÓN DE LA ACTIVACIÓN DE UN TARGET DE UN LINAC CLINAC IX 1130
Teijeiro Garcia, A.; Lopez Soliño,, S.; Reverter Perez, J.; Mosquera-Pena Sánchez, F.

DESARROLLOS PARA MEJORAR LA METODOLOGÍA DE SEGURIDAD DE LA BIOSFERA EN EL CABRIL 1131
García Puerta, B.; Real Gallego, A.; Escribano Nieto, A.; Montero Prieto, M.; Quirós Gracián, M.; Vico Del Cerro, E.

EL IMPACTO DE LA PRESENCIA DE LU-177M EN EL MANEJO HOSPITALARIO DE LOS RESIDUOS RADIACTIVOS LÍQUIDOS 1132
Morcillo García, A. B.; González Ruiz, C.; Musson Gómez, D. A.; Sierra Díaz, F.; Gayol Vilorio, I.; Gómez Cores, M. S.; Megias Ruiz, J. M.

DESMONTAJE Y TRASLADO POR PARTE DE LA UTPR DE ENRESA MADRID DE UN IRRADIADOR DE SANGRE DEL HOSPITAL DE LA PRINCESA (MADRID) 1133
Cuevas Cortiguera, P.; Alcaide Trenas, E.; Fernandez Sanchez, V. M.; Fernandez Sanchez, A.

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

PRINCIPALES ELEMENTOS ACTIVOS EN LOS BLINDAJES DE HORMIGÓN ORDINARIO EN UN CENTRO DE PROTONTERAPIA 1134
Gonzalez Pose, A.; Sánchez García, M.; Pombar Cameán, M.

EVALUACIÓN DEL RANGO DE PROTONES EN DIFERENTES TIPOS DE HORMIGÓN 1135
Gonzalez Pose, A.; Vera Sánchez, J. A.; Ruiz-Morales, C.

DESARROLLO DE UN PROCEDIMIENTO ESPECÍFICO PARA LA DOSIMETRÍA PERSONAL DENTRO DEL MARCO DE LA NORMA ISO-9001 1137
Béjar Navarro, M. J.; Pastor Fructuoso, P.; Rodríguez-Manzaneque Sosa, C.; Trujillo García, J.; Chillida Rey, R.; Prieto Morán, D.; García Fuentes, J. D.; Sevillano Martínez, D.; Cámara Gallego, M.; Colmenares Fernández, R.; Morís Pablos, R.; Capuz Suárez, A. B.; García Vicente, F.

ESTRUCTURA Y GESTIÓN DEL DEPARTAMENTO DE FÍSICA DISTRIBUIDO EN DIFERENTES LOCALIZACIONES GEOGRÁFICAS 1140
Alonso Pérez, C.; Sánchez Cayuela, C.; Fernández, R.; Góngora Ariza, F.; Álvarez Mateos, D.

ESTIMACIONES ESPECIALES DE DOSIS ¿QUÉ ESTADÍSTICO UTILIZAR? 1141
Garcia Riñon, D.; Rojo Navarrete, D.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; Sánchez López, R.; Martínez Sánchez, M.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; De La Monja Rey, P.; Yang, G.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P. J.; Sáez Beltrán, M.

CORRELACIÓN DE LA DOSIS RECIBIDA POR EL INTERVENCIONISTA DE LA UNIDAD DE ENDOSCOPIAS CON LOS PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS DE PACIENTE PROPORCIONADOS POR EL EQUIPO 1143
Antón García, D.; Soto Angona, R.; Pérez Gómez, F.; Agulla Otero, M.; Torres Cabrera, R.; Pena Vaquero, S.; Hurtado Romero, A. E.; Villar Vazquez, C.; Sánchez Pérez, M.; Montoya Armisen, P.; Andrés Rodríguez, C.; Del Castillo Belmonte, Á.; Miguel Perez, D.; Donis Gil, S.; De Frutos Baraja, J. M.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOMARCAJE CON SEMILLAS DE I-125 1144
Agustí-Camprubí, E.; Sania Alcover, A.; Esteban Garijo, M.; Tarrats-Rosell, J.

EVALUACIÓN Y MEJORA DE LOS BLINDAJES EN UNA SALA PET/CT: REDUCCIÓN DE RADIACIÓN DISPERSA Y ANÁLISIS DE LA RADIACIÓN TERCIARIA 1146
Corredoira Silva, E.; López Romero, A.

DIVULGACIÓN DEL "CONSENSO EUROPEO EN EL USO DE BLINDAJES SOBRE PACIENTES EN EXPLORACIONES DIAGNÓSTICAS" EN TRES SERVICIOS DEL HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID 1147
Pérez Gómez, F.; Manjon Callejo, M. J.; Antón García, D.; Soto Angona, R.; Agulla Otero, M.; Torres Cabrera, R.; Pena Vaquero, S.; Hurtado Romero, A. E.; Villar Vazquez, C.; Montoya Armisen, P.; Sanchez Perez, M.; Andres Rodriguez, C.; Miguel Perez, D.; Donis Gil, S.; Frutos Baraja, J. M.; Del Castillo Belmonte, A.; Alonso Hernandez, D.

DOSIMETRÍA DE LOS TRABAJADORES DE TERAPIA METABÓLICA CON I-131 EN EL COMPLEJO ASISTENCIAL UNIVERSITARIO DE LEÓN (CAULE) 1149
Ruiz Marbán, S.; Fernández Belmonte, F.; Cesteros Morante, M. J.; Barrio Lazo, F.; Conles Picos, I.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE SEMILLAS I-125 EN CÁNCER DE MAMA: PROGRAMA BASADO EN TG43 1151
Luis Simon, F. J.; Sánchez Esperón, J.; Delgado Espinosa, S.; Torres Arroyo, I.; Perucha Ortega, M.; Luis Simon, F. J.

EVALUACIÓN DE LA CARGA RADIOLÓGICA DE ARCOS DE QUIRÓFANO DE USO EN TRAUMATOLOGÍA Y URGENCIAS 1152
Barrutia Mariscal, G.; Rosales Espizua, F. J.

ESTIMACIÓN DEL ESPESOR EQUIVALENTE DE PLOMO DE PLACAS KNAUF SAFEBOARD 1153
Yang, G.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Sánchez López, R.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Galiano Fernández, P.; Martínez Sánchez, M.; Alonso Delgado, I.; De La Monja Rey, P.; Sáez Beltrán, M.

EVALUACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA GESTIÓN DE LOS RESIDUOS MENSTRUALES GENERADOS POR UNA PACIENTE SOMETIDA A TERAPIA METABÓLICA CON LU177 1155
Gayol Vilorio, I.; Musson Gómez, D. A.; Cuesta Reina, J. A.; Megías Ruiz, J. M.; Barba Pérez, J. C.; Morcillo García, A. B.; González Ruiz, C.; Retorta Fernández, P.; Sierra Díaz, F.

EVALUACIÓN DE LOS NIVELES DE RADIACIÓN EN PACIENTES TRATADOS CON LU-177 AL MOMENTO DEL ALTA HOSPITALARIA 1155
Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Buades Forner, M. J.

DIFUSIÓN DE LA JUSTIFICACIÓN DE PROCEDIMIENTOS RADIOLÓGICOS EN CAMPAÑAS DE SEGURIDAD DEL PACIENTE 1156
Becerro Morgado, J. M.; García Castañón, P.; Gallego Molina, C.; Luengo Izquierdo, P.; Prieto Martín, C.

UTILIZACIÓN DE UNA PARRILLA ANTIDIFUSORA CON FOCALIZACIÓN INTERMEDIA EN RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX 1157
Sánchez Noriega, K.; Sánchez Muñoz, F. J.

FACTOR DE ATENUACIÓN DE GAFAS PLOMADAS PARA LA DOSIMETRÍA DE CRISTALINO EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA 1159
Sánchez Jiménez, J.; Núñez Martínez, L. M.; Jiménez Vegas, D.; Martín Albina, M. L.; Ronda Peñacoba, S.; Pizarro Trigo, F.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Crespo Mesa, M. S.; Pérez Urbón, I. A.; Zaballos Carrera, S.; Gutierrez Porres, M. Del C.

GESTIÓN DE DOSIS Y NIVELES DE REFERENCIA EN CT 1160
America Santos, I.; Irazola Rosales, L.; Cruz Escalona, Z.; Guillard Barroso, N.; Sanz Freire, C.; Collado Chamorro, P. M.; Olasolo Alonso, J.; Lopez Corella, A.; Vazquez Galiñanes, A.

GESTIÓN DE DOSIS Y NIVELES DE REFERENCIA EN INTERVENCIONISMO 1162
America Santos, I.; Irazola Rosales, L.; Cruz Escalona, Z.; Guillard Barroso, N.; Sanz Freire, C.; Vazquez Galiñanes, A.; Lopez Corella, A.; Collado Chamorro, P. M.; Olasolo Alonso, J.

ESTIMACIÓN DEL PERIODO DE SEMIDESINTEGRACIÓN EFECTIVO DEL 177LU-DOTATATE PARA LA ELABORACIÓN DE RECOMENDACIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA 1164
Sánchez Pérez, M.; Pena Vaquero, S.; Andrés Rodríguez, C.; Villar Vázquez, C.; Donis Gil, S.; Montoya Armisen, P.; Soto Angona, R.; Álvarez Mena, N.; Sebastián Palacid, F.; Hurtado Romero, A. E.; Pérez Gómez, F.; Miguel Pérez, D.; Del Castillo Belmonte, Á.; Alonso Hernández, D.; De Frutos Baraja, J. M.; Antón García, D.; Agulla Otero, M.; Torres Cabrera, R.

RELACIÓN ENTRE LA DOSIS DE CRISTALINO Y DISTINTOS PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS DEL SERVICIO DE HEMODINÁMICA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CRUCES 1165
Gallardo Rodriguez, N.; Minguez Gabiña, P.; Espinosa Sola, J. M.

RESULTADOS TRAS 2 AÑOS Y MEDIO DE EXPERIENCIA EN EL USO DE UN SISTEMA DE NOTIFICACIÓN Y ANÁLISIS DE INCIDENTES DE SEGURIDAD EN RADIOTERAPIA 1166
Sánchez Hernández, N.; Pereda Barroeta, N.; Montejo Arteche, A.; Fernández Montes, M.; Valgoma Solanas, J. A.; Conejo Monasterio, F. J.

PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA PACIENTES TRATADOS CON LU-177 QUE REQUIEREN ATENCIÓN EN UCI/URGENCIAS: IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS 1168
Saldaña Gutiérrez, P.; Cortés Romera, M.; Picón Olmos, C.

PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOÓGICA PARA PACIENTES EN DIÁLISIS SOMETIDOS A TERAPIAS CON RADIOISÓTOPOS 1169
Saldaña Gutiérrez, P.; Rodríguez Gasén, A.; Ruiz López, A. B.; Picón Olmos, C.

ANÁLISIS DE RIESGO EN BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA 1169
De La Monja Rey, P.; Plaza Nuñez, R.; Mínguez Aguilar, C.

ANÁLISIS DE LA EXPERIENCIA OPERATIVA DE LOS SUCESOS NOTIFICADOS POR IRRADIACIÓN ACCIDENTAL DE PERSONAS EN INSTALACIONES RADIACTIVAS DE RADIOTERAPIA CON ACELERADORES LINEALES 1171
Sanchez-Cervera Huerta, S.; Sánchez Peralta, A.

REVISIÓN DEL PROTOCOLO DE SEGUIMIENTO DE PACIENTES EN INTERVENCIONES INVASIVAS GUIADAS FLUOROSCÓPICAMENTE DE CARDIOLOGÍA Y RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA DE ALTA DOSIS 1172
Romero García, S.; Gomis Ferraz, J. F.; Gras Miralles, P.; Campayo Esteban, J. M.; Villaescusa Blanca, J. I.; Aparici Robles, F.

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA PARA LA DIGITALIZACIÓN DE GRÁFICAS: APLICACIÓN AL FACTOR DE FUGA, F, EN BLINDAJES DE RADIODIAGNÓSTICO 1174
Del Campo Muñoz, T.; Hernández Concepción, E.; Catalán Acosta, A. D.

ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

ESTUDIO MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO DEL ESPECTRO DE NEUTRONES SECUNDARIOS DE UN HAZ DE PROTONTERAPIA UTILIZANDO UN ALGORITMO DE DECONVOLUCIÓN MLEM 1176
Díaz Comeche, A.; Oliver Gil, S.; Juste Vidal, B. J.; Miró Herrero, R.; Verdú Martín, G. J.

VALIDACIÓN EXPERIMENTAL DE SIMULACIONES MONTE CARLO DE LA DOSIS EN PROFUNDIDAD PARA HACES DE PROTONTERAPIA PENCIL BEAM-SCANNING 1178
Díaz Comeche, A.; Oliver Gil, S.; Juste Vidal, B. J.; Miró Herrero, R.; Verdú Martín, G. J.

PROPIEDADES FÍSICAS DE MATERIALES DE IMPRESIÓN 3D MEDIANTE TC Y MÉTODO MULTITENSIÓN 1179
Ferrando Sánchez, A.; Arroyo Galán, A.; Martín González, A.; Martínez Gómez, L. C.; Díaz Fuentes, R.; Manzano Rodríguez, M.; Adaimi Hernández, P.; Milanés Gaillet, A.; Pozo Rodríguez, G.; Gaitán Simón, Á.

ESTUDIO DE LA ACTIVACIÓN DE MATERIALES Y RIESGOS RADIOLÓGICOS ASOCIADOS EN LA SALA DEL ACELERADOR DE UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA 1182
Mateus Dos Santos Salgado, C.; Abad Jimenez, S.; Carnicer Cáceres, A.; Saez Beltrán, M.

MODELADO DEL CABEZAL DEL ACELERADOR LINEAL TRUEBEAM DE VARIAN CON EL CÓDIGO MONTE CARLO FLUKA 1182
Gil San Millán, E.; Álvarez Pastor, J. M.; Sáez Beltrán, F.; Benito Bejarano, M.; Gómez Enríquez, F.; Cives Fernández, A. M.; García Del Dedo, L.

MONITOREO DE CAMPOS NEUTRÓNICOS EN EL ACELERADOR TRUEBEAM DEL COMPLEJO ASISTENCIAL DE ZAMORA CON EL ESPECTRÓMETRO DIAMON 1184
Sáez Beltrán, F.; Álvarez Pastor, J. M.; Cives Fernández, A. M.; Benito Bejarano, M. Á.; Gil San Millán, E.; Gómez Enríquez, F.; García Del Dedo, L.

EVALUACIÓN DE MONITORES PASIVOS DE NEUTRONES BASADOS EN TLDS CON APLICACIÓN EN CENTROS DE TERAPIA DE PROTONES E INSTALACIONES DE INVESTIGACIÓN CON ACELERADORES 1186
García Fernández, G. F.; Santana Leitner, M.; Vega-Carrillo, H. R.; Gallego, E.; Rokni, S.

CÁLCULO DE LOS COEFICIENTES DE ATENUACIÓN DE FOTONES EN LA APROXIMACIÓN MULTIGRUPO 1187
Camacho De La Vega, G.; Marqués Fraguela, E.; Ropero Real, A.; Ferreiros Vázquez, N.; Rodríguez Cobo, C.; Uzquiza López, J.

ESTIMACIÓN DE LA CONSTANTE DE TASA DE EQUIVALENTE DE DOSIS AMBIENTAL H*(10) MEDIANTE MÉTODOS DE MONTE CARLO 1189
Saborido Moral, J. D.; Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; Rodríguez Herrero, A.; Buades Forner, M. J.

ESTIMACIÓN DE LA CONSTANTE DE TASA DE EQUIVALENTE DE DOSIS DIRECCIONAL EN CRISTALINO H'(3, Ω) MEDIANTE TÉCNICAS DE MONTE CARLO 1190
Saborido Moral, J. D.; Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; Rodríguez Herrero, A.; Buades Forner, M. J.

METODOLOGÍA PARA LA CALIBRACIÓN ENERGÉTICA DE UN ANALIZADOR MULTICANAL CANBERRA OSPREY EMPLEANDO UNA FUENTE DE EU-152 1191
Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Buades Forner, M. J.

CALIBRACIÓN Y VERIFICACIÓN DE UN ANALIZADOR MULTICANAL PARA LA MEDICIÓN DE BAJAS CONCENTRACIONES DE LU-177 EN MUESTRAS BIOLÓGICAS 1192
Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Saborido Moral, J. D.; Buades Forner, M. J.

ESTUDIO MONTE CARLO DE VIABILIDAD DE DETECTORES DE NEUTRONES BASADOS EN CARBONO Y CARBURO DE BORO 1193
Moraleda Chaves, M.; Gómez Ros, J. M.

MODELADO MONTE CARLO DE ACELERADOR LIAC HWL PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA 1193
Ayala Lázaro, R.; Soza Marañón, Á.; García Hernández, M. J.; García Marcos, R.; Udías Moinelo, J. M.; Ibáñez García, P.

ANÁLISIS DEL TEST DE WINSTON-LUTZ PARA BLANCOS MÚLTIPLES FUERA DE ISOCENTRO 1195
Bermúdez Luna, R.; Martínez Barrio, D.; De Areba Iglesias, J.; Aza Villarrubia, Z.; Álvarez Sánchez, V.; Gañán Mora, A.; Martorell Ruiz, M.

DESARROLLO DE UN SOFTWARE DE GENERACIÓN DE MAPAS DE DOSIS EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA (PROTEUSONE) PARA SOBPS ARBITRARIOS 1197
Abad Jiménez, S.; Mateus Dos Santos Salgado, C. A.; Saez Beltran, M.; Carnicer Cáceres, A. Y.

ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN IFMIF-DONES: DESAFÍOS Y ESTRATEGIAS 1197
Perez Sanchez, D.; Torregrosa, C.; Martin-Fuertes, F.; Villena Rivera, M.; Vazquez, M.; Ibarra, A.

DEMONIO DE MAXWELL COMO GENERADOR DE SEÑALES ALEATORIAS GAUSSIANAS PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS: CALIBRACIÓN DE TECNOLOGÍA FEDSA 1198
Daza Rivera, G. F.

MODERNIZACIÓN DE LA RADIOGRAFÍA INDUSTRIAL: REDUCCIÓN DE LA RADIOFOBIA Y ADOPCIÓN DE RAYOS X Y FLAT PANELS DR EN LA INSPECCIÓN DE JUNTAS SOLDADAS 1198
Videira José, J. C.; Soares De Smid, J. M.; Andrade Grossi, P.

OPTIMIZACIÓN DE LA IRRADIACIÓN GAMMA: ANÁLISIS PRECISO DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS PARA UNA ESTERILIZACIÓN EFICIENTE 1199
Guimarães, M. C.; Alonso, T.; Calheiro, D. S.

IMAGEN DE CONTRASTE DE FASE EN GAMOS 1200
Sánchez Lara, V.; Lozano Martínez, F. R.; Martínez Gómez, L. C.; Huerga Cabrerizo, C.; García Pinto, D.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOBIOLOGÍA Y EPIDEMIOLOGÍA

IABERD: UNITING SCIENCE IN BIOLOGICAL DOSIMETRY AND EPR RADIATION AT THE INTERNATIONAL LEVEL 1202
Badie, C.; Baffa, O.; Balajee, A.; Beinke, C.; Della Monaca, S.; Deminge, M. M.; Flood, A. B.; Goh, V. S. T.; Maltar-Strmečki, N.; Marrale, M. (10); Miura, T. (11); Miyake, M. (12); Montoro, A. (13); Oestreicher, U. (14); Port, M. (15); Swarts, S. G. (16); Trompier, F. (17); Wilkins, R. (18); Yamaguchi, I. (19)

CORRELACIÓN ENTRE ROTURAS DE DOBLE CADENA DE ADN Y MUERTE CELULAR EN LINFOCITOS DE SANGRE PERIFÉRICA DE PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA 1202
Solana Peña, Á.; Pujol Canadell, M.; Armengol Rosell, G.; Barquinero Estruch, J. F.

ANÁLISIS DE 14 AÑOS DE PROGRAMA DE GESTIÓN DE INTERRUPCIONES EN RADIOTERAPIA 1203
Moreno Anaya, E.; Ontiveros Fernández, A. I.; De La Vega Fernández, J. M.; Guirado Llorente, D.

ANÁLISIS DE LA DOSIS PRE Y POS TRATAMIENTO EN TUMORES HEPÁTICOS: EVALUACIÓN DE DOSIS FÍSICA Y RADIOBIOLÓGICA 1205
Torres Arroyo, I.; Picón García, F.; Guirado Llorente, D.; Perucha Ortega, M.; Luis Simón, F. J.

ESTUDIO DEL EFECTO DE LA RADIACIÓN IONIZANTE SOBRE CÉLULAS PROGENITORAS ENDOTELIALES DE TIPO ECFC 1207
Gómez Ardanaz, S.; Lozares Cordero, S.; Sánchez Casi, M.; González González, T.; Castillo Peña, P.; García Otín, Á.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA

ESTUDIO PILOTO SOBRE LA PERCEPCIÓN DEL RIESGO DE LOS CAMPOS ELECTROMAGNÉTICOS EN PROFESIONALES SANITARIOS 1208
Sala Escarrabil, R.; Caballeto Carretero, P.; Bajo Bretón, R.; Sanchis, A.

MANEJO DE PARCHES TRANSDÉRMICOS DE MEDICACIÓN EN RESONANCIA MAGNÉTICA 1209
Chillerón Sánchez, J. R.; Pastor Pastor, N. P.; Serrano Juárez, A.; Salvador Montaño, M. A.; Núñez Hernández, A.; Chover Díaz, B.; Dacosta Villar, L.; Bosò Martínez, C.; Marin Ciocan, A. C.; Brualla Gonzalez, L.

HACIA UN SISTEMA FORMAL DE CONTROL Y RADIOPROTECCIÓN DE LAS RNI 1210
Touzet, R.

SISTEMA DE RADIOPROTECCIÓN APLICADO Y EL DETRIMENTO ESTIMADO EN RNI 1210
Touzet, R.

ÁREA TEMÁTICA: LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES

ENFOQUE ESTRATÉGICO DE UN SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y ANÁLISIS DE LA RELEVANCIA DE SUS FUNCIONES EN EL MARCO DE UN CONTEXTO CAMBIANTE 1211
Béjar Navarro, M. J.; Pastor Fructuoso, P.; Sevillano Martínez, D.; Prieto Morán, D.; Capuz Suárez, A. B.; Colmenares Fernández, R.; García Fuentes, J. D.; Cámara Gallego, M.; Morís Pablos, R.; Morís Pablos, R.; Trujillo García, J.; Rodríguez-Manzaneque Sosa, C.; Chillida Rey, R.; García Vicente, F.

LAS EVALUACIONES DE SEGURIDAD, USO DE LA HERRAMIENTA INFORMÁTICA TOKSA 1213
Dumenigo González, C.; Cruz Suarez, R.; López Morones, R.; Torres Valle, A.

LOS DELITOS RELATIVOS A LA ENERGÍA NUCLEAR Y LAS RADIACIONES IONIZANTERS 1214
García Pérez, O.

ÁREA TEMÁTICA: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

CURSO ABIERTO SOBRE DOSIMETRÍA BIOLÓGICA APLICADA A RADIACIONES IONIZANTES: TÉCNICAS Y APLICACIONES 1214
Alcaraz Baños, M.; Armengol, G.; Barquinero, J. F.; Bugos Molina, A. M.; Campayo, J. M.; Carrasco De Fez, P.; Domínguez, I.; Fernández, C.; Fernández, C.; Fernández, J. L.; Garcia Gamuz, J. A.; Gomis-Ferraz, J.; Gyngiri, D.; Lopez, I.; Lozano, M. A.; Luis Simón, F. J.; Maño, A.; Mercado, A. M.; Montoro, A.; Moreno, M.; Navarro, J. L. (10); Olivares, A.; Pastor, N. M.; Prieto, M. J.; Ruiz, M. J.; Sierra, F.; Villaescusa, J. I.

APLICACIÓN DE LA INTELIGENCIA ARTIFICIAL AL TRABAJO DEL RADIOFÍSICO 1215
Sanchez Ramos, A.; Castanedo Álvarez, M.; Olmo Martin, P.; Pérez Rios, L.; Iborra Oquendo, M. A.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA REDES SOCIALES 1216
Medina Gironzini, E.

GESTIÓN DE LA INFORMACIÓN Y FORMACIÓN DEL PERSONAL EXPUESTO A RADIACIONES IONIZANTES EN CENTROS DE INVESTIGACIÓN 1217
Caparrós De La Jara, G.; Esparza Collado, I.; Letre Nieto, M.

DESARROLLO DE UN PLAN DE FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL ESPECÍFICO PARA EL PERSONAL DE INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA 1218
García Fernández, G. F.; Castro Novais, J.; Mazal, A.

ÁREA TEMÁTICA: CULTURA DE SEGURIDAD

OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA PEDIÁTRICA EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE (OPRIPALC). LOGOS Y DESAFÍOS DE UN PROGRAMA INTERNACIONAL 1219
Ubeda De La Cerda, C.; Vaño, E.; Pérez, M. Del R.; Shannoun, F.; Van Deventer, E.; Jimenéz, P.; Ramírez, R.; Miranda, P.; Pérez, M.

ADAPTACIÓN DE LOS RECURSOS HUMANOS EN LA CREACIÓN DE UNA UNIDAD DE RADIOTERAPIA 1220
Hernandez Gonzalez, D.; Sanchez Ruiperez, J.; Benito García, J. C.; Quintana Rufes, M.; Altayo Alonso, J.; Fernandez Lara, A. A.; Agüera Rodríguez, R.; Martín Rincón, C.; Doncel Herrero, P.; Fernández Luengo, N.

INTEGRACIÓN HIS_ARIA: AUTOMATIZACIÓN DE TAREAS EN UNA UNIDAD SATÉLITE DE RADIOTERAPIA 1222
Hernández González, D.; Sánchez Ruipérez, J.; Benito García, J. C.; Quintana Rufes, M.; Altayo Alonso, J.; Ramos Pacho, J. A.; Arroyo Sánchez, C.; Martín Rincón, C.; Doncel Herrero, P.; Fernández Luengo, N.

MEJORA DE LA SEGURIDAD DEL PACIENTE CON LA APLICACIÓN CLÍNICA DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO 1223
Sánchez-Artuñedo, D.; Fa-Asensio, X.; Varó-Curbelo, A.; Beltran Vilagrasa, M.

IMPACTO DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN LA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN RADIOTERAPIA EXTERNA 1224
Sánchez-Artuñedo, D.; Oliver-Tapias, A.; Fernández-Rodríguez, Ó.; Campos-Domenech, A.; Beltran Vilagrasa, M.

METODOLOGÍA MARRTA EN EL SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA DEL HUMV 1226
Gutiérrez Ruiz, M.; Vázquez, J. A.; Reguilón, A.; Uzquiza, J.; Ropero, A.; Lozano, N.; Domínguez, B.; Fabregat, R.; Suárez, N.; Delgado, P.; Arrebola, S.; Raba, J. I.; Pacheco, M. T.

SISTEMA DE REGISTRO Y NOTIFICACIÓN DE INCIDENCIAS DEL SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA 1228
Gutiérrez Ruiz, M.; Vázquez, A.; Reguilón, A.; Uzquiza, J.; Ropero, A.; Domínguez, B.; Lozano, N.; Suárez, N.; Fabregat, R.; Delgado, P.; Arrebola, S.; Raba, J. I.; Pacheco, M. T.

ANÁLISIS PRELIMINAR DE MATRICES DE RIESGOS CON SOFTWARE MARRTA Y QALIOS4H 1229
Medina Céspedes, M. D.; De Las Peñas Cabrera, M. D.; Eugui Martínez, R.; Polo Cezón, R.; Bayón Llera, J.; Segura Arribas, S.; García Rescalvo, A.; Ortiz López, R.; Jiménez González, J. M.

POSTERS HTM“HAZLO TU MISMO” 1232

PYUNCERTAINBRACHY: UNA HERRAMIENTA OPEN SOURCE PARA ANALIZAR LA ROBUSTEZ EN BRAQUITERAPIA 1233
Gañán Mora, A.; De Areba Iglesias, J.; Aza Villarrubia, Z.; Álvarez Sánchez, V.; Bermúdez Luna, R.; Martorell Ruiz, M.; Martínez Barrio, D. F.

VERIFICACIÓN DE PLANES DE TRATAMIENTO UTILIZANDO LOS TRAJECTORY LOGS 1234
León García, J. L.; Pérez Pavón, J.; Sasián Cagigas, R.

EVALUACIÓN RADIOBIOLÓGICA DE DOSIMETRÍAS CLÍNICAS EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE CON LA AYUDA DE UN SCRIPT DE MATLAB 1236
Chamorro Serrano, P.; Roch González, M.; Simón De Blas, R.; Castro Tejero, P.; Obesso De Diego, A.; Botella Faus, P.; Paradela Díaz, G.; Gallego Molina, C.

USO DE IMPRESORA 3D PARA MEJORA DEL SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN BREASTSTEP EMPLEADO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA 1238
Parreño Sánchez, J. C.; Ochoa Caparrós, J.; Garcia Costa, B.; Oliver Cañamás, L.; Santos Serra, A.

EXTRACCIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS DOSIMÉTRICOS VIA SCRIPTING EN UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE RADIOTERAPIA EXTERNA 1241
Martínez Angulo, M.; Seoane Ramallo, A.; Beltran Vilagrasa, M.

DISEÑO DE UN MANIQUÍ EN IMPRESIÓN 3D PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE IMAGEN AVANZADA 1243
Botella Faus, P.; Castro Tejero, P.; Roch González, M.; Simon De Blas, R.; Obesso De Diego, A.; Chamorro Serrano, P.; Paradela Diaz, G.; Gallego Molina, C.; Torres Carmona, F.; Molina García, J. A.

PLATAFORMA PARA CONTROL DE CALIDAD DEL CABECEO Y BALANCEO EN LAS MESAS DE TRATAMIENTO 6DOF 1244
Conles Picos, I.; Aparicio, A.; Ruiz Marbán, S.; De La Llana Granja, V.; Cesteros Morante, M. J.

PROGRAMA EN PYTHON PARA CAMBIO DE FORMATO DE CURVAS CALCULADAS EN ECLIPSE (VARIAN) A FORMATO.MCC DE MEPHYSTO (PTW) 1246
Conles Picos, I.; Aparicio, A.; De La Llana Granja, V.; Ruiz Marbán, S.; Cesteros Morante, M. J.

HERRAMIENTA EXCEL PARA REGISTRO DE PACIENTES Y TRATAMIENTOS 1247
Blázquez Molina, F.; Pérez-Calatayud, J.; Lago Martín, J. D.; Rodriguez Villalba, S.; Guevara Barrera, D.; Doval Raposo, S.; Zaragoza Sánchez, C.; Santos Ortega, M.

INMOVILIZADOR PARA EXTREMIDADES INFERIORES: “TALISUS” 1249
Gutiérrez Ruiz, M.; Lozano Coscolluela, N.; Velasco Solana, S.; Vázquez Rodríguez, J. A.

PROGRAMA DE REGISTRO Y VERIFICACIÓN DE DATOS DEL QA DIARIO Y SEMANAL DE LOS EQUIPOS DE RADIOTERAPIA 1251
Raba, J. I.; Gutiérrez Ruiz, M.; Reguilón, A.; Uzquiza, J.; Arrebola, S.; Delgado, P.; Fabregat, R.; Suárez, N.; Vázquez, J. A.; Pacheco, M. T.

DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN PARA EL ANÁLISIS DEL TIEMPO DE LATENCIA DEL MLC EN EL EQUIPO RADIXACT 1253
Suárez Álvarez, N.; Gutiérrez Ruiz, M.; Astudillo Olalla, R.; Reguilón Martín, A.; Uzquiza López, J.; Gómez Enríquez, F.; Fabregat Borrás, R.; Vázquez Rodríguez, J. A.; Ruiz Arrebola, S.; Delgado Tapia, P.; Raba Díez, J. I.; Pacheco Baldor, M. T.

VERIFICACIÓN DE LA COINCIDENCIA DE LOS ISOCENTROS DEL HAZ DE RADIACIÓN Y DE KILOVOLTAJE MEDIANTE ADQUISIONES DE IMAGEN PORTAL 1254
Chamorro Serrano, P.; Simón De Blas, R.; Obesso De Diego, A.; Botella Faus, P.; Roch González, M.; Gallego Molina, C.; Paradela Díaz, G.; Castro Tejero, P.

AUTOMATIZACIÓN DE LA PRUEBA DE ESTABILIDAD DE LA DOSIS CON LA ROTACIÓN EN IRRADIACIONES HELICOIDALES EN RADIXACT 1256
Astudillo Olalla, R.; Suárez Álvarez, N.; Gutiérrez Ruiz, M.; Fabregat Borrás, R.; Reguilón Martín, A.; Uzquiza López, J.; Gómez Enriquez, F.; Corro Verde, U. A.; Alonso Muriedas, J.; Vázquez, J. A.; Raba Díez, J. I.; Pacheco Baldor, M. T.

EXACTITUD DEL AVANCE DE MESA EN TOMOTERAPIA: AUTOMATIZACIÓN DE SU ANÁLISIS MEDIANTE UNA APLICACIÓN PROPIA EN PYTHON 1258
Astudillo Olalla, R.; Gómez Enriquez, F.; Gutiérrez Ruiz, M.; Suárez Álvarez, N.; Fabregat Borrás, R.; Reguilón Martín, A.; Uzquiza López, J.; Corro Verde, U. A.; Alonso Muriedas, J.; Vázquez, J. A.; Raba, J. I.; Pacheco Baldor, M. T.

ANÁLISIS INDEPENDIENTE Y AUTOMATIZADO MEDIANTE APLICACIÓN CASERA DE LA PRUEBA BARRIDO DE MORDAZAS – MORDAZAS DINÁMICAS PARA ACCURAY RADIXACT 1260
Astudillo Olalla, R.; Gutiérrez Ruiz, M.; Suárez Álvarez, N.; Fabregat Borrás, R.; Reguilón Martín, A.; Uzquiza López, J.; Gómez Enriquez, F.; Corro Verde, U. A.; Alonso Muriedas, J.; Vázquez, J. A.; Raba Díez, J. I.; Pacheco Baldor, M. T.

DIEZ AÑOS DE CONTROL DE CALIDAD CON EPID 1261
Barbés Fernández, B.; Cuenca Bandín, T.; Yáñez Barro, M.; Serrano Pérez, D.; Burguete Mas, J.

APLICACIÓN EN MATLAB R2024A PARA EL ANÁLISIS DE LA PRECISIÓN DE CORREGISTRO PET-CT SEGÚN NEMA NU2-2018 1263
Fernandez Iglesias, A.; Lamaison Vidarte, M.; Caudepon Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.; García Iglesias, N.; Astudillo Olalla, R.; Fuentemilla Urio, N.; Gorrochategui Susperregui, A.; Bragado Álvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Martín Veganzones, M.; Pellejero Pellejero, S.

MANIQUÍ PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE SONDAS QUIRÚRGICAS SEGÚN EL PCCIMN-2020 1264
Abad Santos, F. J.

OPTIMIZACIÓN EN CONTROL DE CALIDAD RADIODIAGNÓSTICO: ASESORAMIENTO RADIOFÍSICO EN EL DISEÑO DE HERRAMIENTAS PERSONALIZADAS 1266
Manzano Martínez, F. J.; Espejo, M.; Nuño, C.; Jimenez, D.

OPTIMIZACIÓN DE LA TÉCNICA EN RADIODIAGNÓSTICO: ANÁLISIS DE IMÁGENES DICOM Y AUTOMATIZACIÓN DE PROCESOS CON PYTHON 1269
Manzano Martínez, F. J.; Nuño, C.; Espejo, M.; Jimenez, D.

SOFTWARE PARA EL ANÁLISIS DEL MANIQUÍ CONTRASTE-DETALLE EN EQUIPOS DE RX 1272
Pons Polo, G.; Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernández, M. J.; Mancha Mateos, P. J.; Macías Castillo, M. J.; Carrasco Vázquez, D.; Márquez Pavo, L.; Baena Porras, M.; Rodriguez Alarcón, C.; Roberto Domínguez, D.

DESARROLLO DE ALGORITMOS PARA LA AUTOMATIZACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA 1274
Romagosa Marruedo, M.; Montaner Alemany, A.; Beltran Vilagrasa, M.; Sanchez Artuñedo, D.; Delgado Soler, C.

GLOBOS DE AGUA: UNA SOLUCIÓN SIMPLE Y ACCESIBLE PARA VALIDAR PROTOCOLOS DE TC DE CRÁNEO PEDIÁTRICOS 1275
Martorell Ruiz, M.; Sánchez Casanueva, R.; Fernández Soto, J. M.

HERRAMIENTA EN EXCEL PARA LA APLICACIÓN DEL NUEVO AAPM TG282/EFOMP WG SOBRE CÁLCULO DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE MAMOGRAFÍA 1276
Lamaison Vidarte, M.; Fernandez Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; García Iglesias, N.; Miquelez Alonso, S.; Astudillo Olalla, R.; Fuentemilla Urio, N.; Martín Veganzones, M.; Gorrochategui Susperregui, A.; Bragado Álvarez, L.; Pellejero Pellejero, S.; Mañeru Cámara, F.

SOFTWARE DE CÁLCULO DE NPS, NNPS, MTF Y DQE 1278
Segovia Brome, R. M.; Collado Soto, A.; Muñoz Bruque, Á.; Fernández Molina, D.; Ortiz Lora, A.

COMUNICACIÓN AUTOMATIZADA DE LAS DOSIS MENSUALES A TRABAJADORES 1281
Alarcia Noci, M.; V

DISEÑO DE UN SISTEMA PARA GENERACIÓN DE BLOQUES DE ELECTRONES MEDIANTE IMPRESORA 3D 1281
Sánchez Jiménez, J.; Sainz Gonzalo, D.; Núñez Martínez, L. M.; Jiménez Vegas, D.; Martín Albina, M. L.; Ronda Peñacoba, S.; Pizarro Trigo, F.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Crespo Mesa, M. S.; Pérez Urbón, I. A.; Zaballos Carrera, S.; Gutierrez Porres, M. Del C.

PROTOTIPO DE SISTEMA SEGURO Y AUTOMÁTICO DE ALMACENAJE DE INFORMES DE RADIOTERAPIA PARA MITIGAR LOS EFECTOS DE CIBERATAQUES 1283
Riera-Pons, M.; Pié-Padró, S.; Navarro-Palomas, P.; Guardiola-Zaragoza, P.; Hermida-López, M.

INVESTIGADORES NOVELES 1284

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

LA DOSIS UNIFORME EQUIVALENTE COMO PREDICTOR DEL CONTROL TUMORAL EN LA BRAQUITERAPIA DE BAJA TASA DE DOSIS DE LA PRÓSTATA 1285
Guerrero Blanca, J. A.; Blasco Valls, P.; Díaz Tomé, L.; Fernández Albarrán, J. Á.; Guirado Llorente, D.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE PACIENTES

EVALUACIÓN DE DOSIS EN MAMOGRAFÍA EN HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE CIUDAD REAL (HGUCR) Y COMPARACIÓN CON NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO (NRD) EN ESPAÑA 1286
Zambrano Salas, E.; Perez Álvarez, M.; Ruíz García, E.; Rivas Morales, J.

RADIOTERAPIA EN CÁNCER DE MAMA CON SIMULACIÓN EN DECÚBITO PRONO: TANGENTIAL FIELD-IMRT VS 3D 1288
Veiguela Prado, G.; Martín, Z.

MEDIDA DEL CTDI EN EXPLORACIONES CBCT 1288
Sadia Moran, A.; Cipitria Herrero, J.; Yanez López, D. F.; Suárez Baraza, T.; Estrada Pastor, Ó.

EFICIENCIA EN EL CONTROL DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA CON OCTAVIUS 4D: OPTIMIZACIÓN DEL TIEMPO DE VERIFICACIÓN 1290
Gallardo Jiménez, A.; Jiménez Melguizo, M.; Rivera López, R. A.

PROTOCOLO DE REIRRADIACIONES EN CÁNCER DE PULMÓN: ESTUDIO RETROSPECTIVO 1291
Angulo Santos, A.; González Pérez, V.; Chust Vicente, M. L.; Vercher Ferrer, M.; Cediel Polo, D.; Pallarés Ripollés, M.; Solla Bartual, C.; Crispín Contreras, V.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS Y GESTIÓN DEL MOVIMIENTO

COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE OPTIMIZACIÓN EN RADIOCIRUGÍA DE MÚLTIPLES METÁSTASIS: HYPERARC VS. TÉCNICAS CONVENCIONALES EN ECLIPSE 1293
Pallarés Ripollés, M.; González Pérez, V.; Angulo Santos, A.; Solla Bartual, C.; Hernández Trujillo, M.; González González, V.; De Los Dolores Alemany, V.; Guardino De La Flor, C.; Crispín Contreras, V.

PREDICCIÓN DE DVH EN RADIOTERAPIA EXTERNA PARA EL CÁNCER DE PRÓSTATA MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL 1294
Suárez Baraza, T.; Rodríguez Melcón, I.; Sánchez Carrascal, M.; Estrada Pastor, Ó.; Sadia Morán, A.; Cipitria Herrero, J.; Rodríguez Serafín, E.

EVOLUCIÓN INTERFRACCIÓN DE TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO MONITORIZADOS CON EXACTRAC DYNAMIC 1296
López Martín, N.; Spa Gómez, B.; Luis Simón, F. J.

DISEÑO DE BOLUS IMPRESO EN 3D PARA RADIOTERAPIA EN PACIENTE CON ENUCLEACIÓN OCULAR: VIABILIDAD Y REPRODUCIBILIDAD 1298
Garcia Costa, B.; Parreño Sánchez, J. C.; Ochoa Caparrós, J.; Quirós Higueras, J. D.; Bonaque Alandí, J.; Santos Serra, A.

EVALUACIÓN DE LA REDUCCIÓN DE MÁRGENES CTV-PTV EN TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO MEDIANTE ACUMULACIÓN DE DOSIS BASADA EN REGISTRO DEFORMABLE 1300
Paradela Díaz, G.; Castro Tejero, P.; Obesso De Diego, A.; Botella Faus, P.; Roch González, M.; Simón De Blas, R.; Chamorro Serrano, P.; Gallego Molina, C.; Nafría Jiménez, M. I.; Bergado Barreta, M.; Moral Sánchez, V.

ANÁLISIS DE LA TÉCNICA DE RESPIRACIÓN MANTENIDA DIBH EN RADIOTERAPIA DE CÁNCER DE MAMA IZQUIERDA 1301
Sánchez Pérez, M.; Donis Gil, S.; Hurtado Romero, A. E.; Ruiz Aznar, M.; Miguel Pérez, D.; Soto Angona, R.; Montoya Armisen, P.; Pérez Gómez, F.; Villar Vázquez, C.; Del Castillo Belmonte, Á.; Alonso Hernández, D.; Andrés Rodríguez, C.; Pena Vaquero, S.; De Frutos Baraja, J. M.; Antón García, D.; Agulla Otero, M.; Torres Cabrera, R.

REVISIÓN DE DESPLAZAMIENTOS EN RADIOCIRUGÍA Y RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA FRACCIONADA 1302
Díaz Tomé, L.; Guerrero Blanca, J. A.; Fernandez Albarrán, J. Á.; Moreno Saiz, C.

COLOCACIÓN EN MAMAS: TATUAJES VS. SGRT 1304
Muñoz Bruque, Á.; Segovia Brome, R. M.; Collado Soto, A.; Ortiz Seidel, M.

NIVELES DE ACCIÓN PERSONALIZADOS PARA ERRORES DE POSICIONAMIENTO EN RADIOTERAPIA 1306
Muñoz Bruque, Á.; Segovia Brome, R. M.; Collado Soto, A.; Ortiz Seidel, M.

OPTIMIZACIÓN DE CONTORNOS EXTERNOS EN ECLIPSE, RAYSTATION Y ELEMENTS PARA RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE CON EXACTRAC DYNAMIC 1308
Reguilón Martín, A.; Astudillo Olalla, R.; Fabregat Borras, R.; Suarez Álvarez, N.; Gutierrez Ruiz, M.; Uzquiza López, J.; Ropero Real, A.; Alonso Muriedas, J.; Pinto Guevara, F.; Ga, M.; Vázquez Rodriguez, J. A.; Ruiz Arrebola, S.; Delgado Tapia, P.; Raba Diez, J. I.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA APLICACIONES CLÍNICAS, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

CLASIFICACIÓN AUTOMÁTICA DE IMÁGENES TC4D EN FASES RESPIRATORIAS SIN HERRAMIENTAS DE SEGUIMIENTO EXTERNAS 1309
Ruiz García, E.; Torres Donaire, J.; Rivas Morales, J. J.; Zambrano Salas, E.; Zapata Jiménez, J. C.

CARACTERIZACIÓN Y COMISIONADO DE UN ESCÁNER ÓPTICO 3D PARA APLICACIONES CLÍNICAS EN RADIOTERAPIA 1312
Ochoa Caparrós, J.; Parreño Sánchez, J. C.; García Costa, B.; Oliver Cañamás, L.; Bonaque Alandí, J.; Santos Serra, A.

EXACTITUD DEL CÁLCULO DE ROTACIONES PARA EL POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE EN EL SISTEMA EXACTRAC DYNAMIC 1314
Serrano Rueda, S.; Cases Copestake, C.; Saez Beltran, J.

EVALUACIÓN LONGITUDINAL DEL CONTROL DE CALIDAD DIARIO DEL MRI EN UN MR-LINAC UNITY 1316
Yang, G.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Martínez Sánchez, M.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Galiano Fernández, P.; Alonso Delgado, I.; De La Monja Rey, P.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Rojo Navarrete, D.; Sáez Beltrán, M.

RADIOABLACIÓN ESTEROTÁCTICA EN ARRITMIAS CARDIACAS RECURRENTES, EXPERIENCIA EN CUATRO CASOS 1317
García Balsa, Á.; Piedrafita Suárez, D.; Veiguela Prado, G.; Díaz Aviñó, C.; San José Olmedo, D.; Rodríguez Latorre, D.; Crelgo Alonso, D.; Herrero Rojas, J.; Villacé Gallego, A.; Martín Rodríguez, Z.; Fernández Cerezo, S.; Daçi, L.; Villalón Arias, C.; Sánchez Galiano, P.

ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN PROTOCOLOS DE CBCT: ESTUDIO DEL ALGORITMO ICBCT EN LA REGIÓN DE CABEZA Y CUELLO 1319
Sania Alcover, A. M.; Tarrats-Rosell, J.; Ares, C.; Valduvieco, I.; Antelo, M. G.; Latorre-Musoll, A.

CORRECCIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS ABSOLUTA EN HACES FFF: ESTUDIO DEL FACTOR KVOL 1321
Cipitria Herrero, J.; Godoy Cazorla, J.; Estrada Pastor, Ó.; Sadia Morán, A.; Suárez Baraza, T.; Tornero López, A. M.

CUANTIFICACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL REGISTRO DEFORMABLE Y LA RESPIRACIÓN EN LA ACUMULACIÓN DE DOSIS 4D PARA TUMORES DE PULMÓN E HÍGADO EN PROTONTERAPIA 1322
Meneses-Felipe, A.; Cabello-García, P.; Burguete, J.; Azcona, J. D.

CUANTIFICACIÓN DEL EFECTO INTERPLAY EN LA ACUMULACIÓN DE DOSIS 4D PARA TUMORES MÓVILES EN PROTONTERAPIA 1324
Meneses Felipe, A.; Cabello-García, P.; Burguete, J.; Azcona, J. D.

IMPACTO DEL RUIDO DE LAS IMÁGENES DE TC EN EL CÁLCULO DEL RANGO EN LA TERAPIA CON PROTONES 1325
Gonzalez Pose, A.; Vera Sánchez, J. A.; Ruiz-Morales, C.

FLIP-HEDOS: UN MÉTODO ESPECÍFICO PARA CADA PACIENTE COMBINADO CON UN MODELO HEMODINÁMICO ESTOCÁSTICO PARA CUANTIFICAR DOSIS EN SANGRE CIRCULANTE DURANTE LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA 1327
García-Cardosa, M.; Beekman, C.; Huesa-Berral, C.; Meiriño, R.; Antolin, E.; Aguilar, P. B.; Vidorreta, M.; Cuevas, R.; Barbés, B.; Azcona, J. D.; Calvo, F. Á.; Paganetti, H.; Burguete, J.

EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DOSIMÉTRICA Y EFICIENCIA DEL SISTEMA ETHOS DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA 1328
Corbalán Mirete, A.; Ortega González, A.; Suárez Arteaga, J.; Puchades Puchades, V.; Ramos Amores, D.; Martínez Albaladejo, M.; Serna Berná, A.

ESTUDIO DE FACTIBILIDAD DE SBRT ADAPTATIVA ONLINE DE PRÓSTATA CON INTELIGENCIA ARTIFICIAL ETHOS 1330
Corbalán Mirete, A.; Ortega González, A.; Suárez Arteaga, J.; Puchades Puchades, V.; Ramos Amores, D.; Martínez Albaladejo, M.; Serna Berná, A.

EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN GEOMÉTRICA Y DOSIMÉTRICA EN EL TRATAMIENTO DEL TRIGÉMINO CON COLIMADORES CÓNICOS EN TRUEBEAM: UN ESTUDIO END-TO-END CON BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC Y PELÍCULAS EBT-XD 1331
Reverter Pérez, J.; Teijeiro García, A.; Mosquera-Pena Sánchez, F.; López Soliño, S.; Vázquez Rodríguez, J.; López Medina, A.; Andrade Álvarez, B.; Rodríguez Meijide, P.; Fernández González, A.; Medal Francesch, D.; Salvador Gómez, F.; Salgado Fernández, M.

ÁREA TEMÁTICA: MEDICINA NUCLEAR DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

COMPARACIÓN DEL PERIODO EFECTIVO DE ELIMINACIÓN PARA [177LU]LU-DOTA-TATE Y [177LU]LU-PSMA-617 1333
Musson Gomez, D. A.; Gayol Vilorio, I.; Cuesta Reina, J. A.; Megías Ruiz, J. M.; Barba Pérez, J. C.; Morcillo García, A. B.; González Ruiz, C.; Sierra Díaz, F.

DOSIMETRÍA PERSONALIZADA Y NO INVASIVA EN SANGRE Y MÉDULA ÓSEA PARA EL TRATAMIENTO CON I-131 EN PACIENTES CON CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES 1334
Cipitria Herrero, J.; Godoy Cazorla, J.; Yanez López, D. F.; Tornero López, A. M.

COMPARATIVA DE LOS COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD PARA 177LU EN DIFERENTES GAMMACÁMARAS 1337
Casasola Muñoz, B.; Minguez Gabiña, P.; Iborra Oquendo, M. A.

VALIDACIÓN DE UN FLUJO DE TRABAJO PARA LA CUANTIFICACIÓN EN LA GAMMAGRAFÍA SALIVAR CON 99MTC-PERTECNETATO 1338
Camba Capitán, F. M.; Zamorano-Rivas, M.; Bagán-Trejo, A.; Reynés-Llompart, G.; Gracia-Sánchez, L.; Leo-Martínez, F.; Cruz-González, M.; Benaches-Magraner, L.; Picon-Olmos, C.

ÁREA TEMÁTICA: RADIODIAGNÓSTICO DOSIMETRÍA DE PACIENTES, TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

COMPARATIVA DE MÉTODOS DE CÁLCULO DE DGM: TG282 VS DANCE 1339
Altozano Ruiz, E.; Almansa López, J.; Gallardo Jiménez, A.

ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA DE UN DOSÍMETRO ELECTRÓNICO FRENTE A UN DOSÍMETRO PASIVO EN CAMPOS DISPERSOS DE RADIACIÓN PULSADA 1341
Martorell Ruiz, M.; Sánchez Casanueva, R.; Fernández Soto, J. M.; Mesa González, A.; Gañán Mora, A.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN 1343
Pérez Baeza, M.; Sáez Muñoz, M.; Pallás Tamarit, Y.; Sevilla Terrasa, A.; Martorell Alsina, S.

ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

VALIDACIÓN DE LA DETERMINACIÓN DEL ÍNDICE ALFA TOTAL EN AGUA SUBTERRÁNEA EMPLEANDO RESINAS CENTELLEADORAS (PSRESIN) 1345
Moneo Bernal, H.; Rozas Guinea, S.; Giménez Guerra, I.; Idoeta Hernandorena, R.; Bagán Navarro, H. ; Herranz Soler, M. E.; Tarancón Sanz, A.

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE TRABAJADORES EXPUESTOS EN TRATAMIENTOS CON RENIO-188 1346
Martín Fontán, M. I.; Rot San Juan, M. J.; Martínez Gómez, L. C.; Retorta Fernández, P.; Lozano Martínez, R.; Alonso Delgado, I.; Martín García, D.; Gilarranz Moreno, R. M.

CARACTERIZACIÓN DE LA RESPUESTA TEMPORAL EN DETECTORES EMPLEADOS EN LA VIGILANCIA RADIOLÓGICA EN RADIODIAGNÓSTICO 1348
Yang, G.; Rojo Navarrete, D.; García Riñón, D.; Barroso Miranda, M.; Pérez Marcos, P.; Sánchez López, R.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; De La Monja Rey, P.; Galiano Fernández, P.; Martínez Sánchez, M.; Alonso Delgado, I.; Sáez Beltrán, M.

ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

CALIBRACIÓN SIMULTÁNEA DE DOSÍMETROS DE CRISTALINO 1350
Angulo Santos, A.; Soriano Cruz, Á.; Núñez Pintos, C. E.; Pujades Claumarchirant, M.; Pallarés Ripollés, M.; Solla Bartual, C.

SIMULACIÓN MONTE CARLO PARA REALIZAR UN ESTUDIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL ENTORNO DE UN EQUIPO LIAC HWL DE SORDINA 1353
Garcia Costa, B.; Juste Vidal, B. J.; Oliver Gil, S.; Oliver Cañamás, L.; Santos Serra, A.

NEREIDA: DESARROLLO DE UN PROGRAMA PARA EL CÁLCULO DE MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS EN INSTALACIONES CON PRODUCCIÓN DE NEUTRONES RÁPIDOS 1355
Núñez Chongo, O. De La C.; Asorey, H.; Suárez-Durán, M.; Sidelnik, I.; Mayo-Garcia, R.; Mendez, R.; Carretero, M.

ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

EJEMPLO DE APLICACIÓN DE LA TECNOLOGÍA DE ESCÁNER ÓPTICO 3D EN UN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA 1356
Parreño Sánchez, J. C.; Ochoa Caparrós, J.; Garcia Costa, B.; Bonaque Alandí, J.; Santos Serra, A.; Oliver Cañamás, L.

ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA

HOLOGRAMAS ULTRASÓNICOS PARA EL TRATAMIENTO PRECISO DE REGIONES CEREBRALES 1358
Andrés Bautista, D.; Eroles Simó, A.; Vegas Luque, V.; Carrión, A.; Camarena, F.; Jiménez, N.

COMUNICACIONES ORALES SIMPOSIO TÉCNICOS 1360

SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO

ANÁLISIS DE LA TASA DE RECHAZO EN EQUIPOS CONVENCIONALES DE IMAGEN DIAGNÓSTICA 1361
Núñez Muñoz, J.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Solís Preciado, N.; Merino Gestoso, J. Á.; Forner Forner, Á.; Chapel Gómez, M. L.; Díez Gallego, M. Á.; Pardo Pérez, E.; García De Acilu Laa, M. P.; Navarro Ibarra, C. A.; Clemente Gutiérrez, F.; Fustes Sanjuán, M. M.; Castro Rizos, I.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fonseca Siles, Á.; Rahmouni Alami Afazaz, S.

SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA RTE

EVALUACIÓN COMPARATIVA DE DOS MODELOS DE PLANIFICACIÓN AUTOMÁTICA BASADOS EN CONOCIMIENTO Y PLANTILLA DE OPTIMIZACIÓN EN CABELLA Y CUELLO 1362
Pérez Sánchez, J. M.; Jurado-Bruggeman, D.

SIMPOSIO DE TÉCNICOS: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

USO MIXTO DE LAS HABITACIONES DE TERAPIA METABÓLICA: EVALUACIÓN DE LOS NIVELES DE CONTAMINACIÓN PARA SU USO EN PACIENTES CONVENCIONALES 1364
Parla Rodríguez, S.; Arenas Vicente, J.; Martínez Francés, E.; Soria Ruiz-Ogarrio, L.; Morán Velasco, V.

COMUNICACIONES POSTERS SIMPOSIO TÉCNICOS 1366

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO

LA LABOR DEL TÉCNICO SUPERIOR EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO EN EL PROCESO DE GESTIÓN DE LAS ESTIMACIONES ESPECIALES DE DOSIS 1367
Jiménez García, A.; Uccello, O.; Nuñez Pintos, C.; Vilar Palop, J.; Pujades Claumarchirant, M.; Mas Muñoz, I.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA BT

EMBRACE 1369
Gullón Flores, C.; Mateo Navarro, D.; Font, R.; González Egido, A.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA PROTONES

VARIABILIDAD DOSIMÉTRICA RELACIONADA CON LA DENSIDAD DE TORNILLOS DE ARTRODESIS POR CONDROSARCOMA 1370
González De Almeida, P.; García Carabante, N.; Mogollón Pajarón, J. M.; Sanz Valverde, P.; Cabello García, J. P.; Fayos-Solá Capilla, R.; Ramón García, C.; Viñals Muñoz, A.

ERROR EN EL REGISTRO RÍGIDO RM-CT: CONSECUENCIAS DOSIMÉTRICAS EN TRATAMIENTOS DE CORDOMA DE CLIVUS CON PROTONTERAPIA 1371
Sanz Valverde, P.; Mogollón Pajarón, J. M.; Gonzalez De Almeida, P.; García Carabante, N.; Viñals Muñoz, A.; Ramón García, C.; Fayos-Solá Capilla, R.; Cabello García, J. P.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA RTE

EXPERIENCIA EN TRATAMIENTOS EN INSPIRACIÓN FORZADA DIBH GUIADOS POR SUPERFICIE 1373
García Rescalvo, A.; Eugui Martínez, R.; Segura Arribas, S.; Órtiz López, R.; Polo Cezón, R.; Medina Céspedes, M. D.; Bayón Llera, J.

IMPACTO DEL CONTRASTE EN EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO SOBRE IMÁGENES TC RECONSTRUIDAS CON EL ALGORITMO DIRECTDENSITY 1374
Lloret Puerto, A.; Castro Cuevas, C.; Serrano Rueda, S.

EVALUACIÓN DE LA APLICACIÓN DEL MODELO DE RAPIDPLAN PARA LA PLANIFICACIÓN ESTÁNDAR DE PRÓSTATA Y VESÍCULAS EN PACIENTES CON EL NUEVO HIPOFRACCIONAMIENTO CHHIP 1376
Corral García, A.; Vazquez Camello, V.; Fraile Olaya, J.; Sanchez Dorado, A.; Gómez Fervienza, J. R.; Marquez Parro, R.; Ruiz Maqueda, S.; Candon Gonzañez, C. L.

COMPARATIVA EN PLANIFICACIONES CON Y SIN RAPIDPLAN DE PACIENTES CON PATOLOGIAS DE PROSTATA Y VESICULAS 1377
Fraile Olaya, J.; Ruiz Maqueda, S.; Corral García, A.; Vazquez Camello, V.; Gómez Fervienza, J. R.; Sanchez Dorado, A.; Marquez Parro, R.; Candon Gonzañez, C. L.

INFLUENCIA DEL MARCO DEL INMOVILIZADOR ENCOMPAS SRS EN EL CÁLCULO DOSIMÉTRICO 1377
Castro Cuevas, C.; Candela-Juan, C.; Lloret Puerto, A.; Escudero López, E.; Cases, C.

SIMULACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DE MAMA MEDIANTE TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA (DIBH) 1379
Aponte Cabrera, I.; Sánchez Rodríguez, A.; Martín Fernández, P.; Moreno Gutiérrez, C.; López Ruiz, R.; San José García, D.

VALORACIÓN DE LAS CORRECCIONES MEDIANTE CBCT EN TRATAMIENTOS DE MAMA DE 5 FRACCIONES 1380
García Carabante, N.; Gonzalez De Almeida, P.; Sanz Valverde, P.; Mogollón Pajarón, J. M.; Fayos-Solá Capilla, R.; Cabello García, J. P.; Viñals Muñoz, A.; Ramón García, C.

EVALUACIÓN ROBUSTA EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON TÉCNICA 3D VS VMAT 1381
Mogollón Pajarón, J. M.; Sanz Valverde, P.; García Carabante, N.; Gonzalez De Almeida, P.; Ramón García, C.; Viñals Muñoz, A.; Cabello García, J. P.; Fayos-Solá Capilla, R.

FUNCIONALIDAD DEL SISTEMA DE MONITORIZACIÓN ANZAI 1382
Márquez Pavo, L.; Baena Porras, M.; Macias Castillo, M. J.; Trinidad Fernández, M. J.; Carrasco Vázquez, D.; Llamas Martínez, P.; Pons Polo, G.; Roberto Dominguez, D.; Rodriguez Alarcón, C.; Mancha Mateos, P. J.

TIEMPOS DE TRATAMIENTO DE RESPIRACIÓN MANTENIDA MEDIANTE UN SISTEMA DE SGRT 1383
Quintana Rufes, M.; Altayo Alonso, J.; Hernández González, D.; Sanchez Ruiperez, J.; Benito Garcia, J. C.; Ramos Pacho, J. A.; Hernández Rodríguez, J.; García Repiso, S.

ANÁLISIS DEL POSICIONAMIENTO DE PACIENTES CON CÁNCER DE MAMA UTILIZANDO EL SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE VISION RT 1385
López Luque, R.; Reyes Ortiz, P.; Pallares Moreno, C.; Moreno Anaya, E.; Forastero Rodriguez, C.; Guirado Llorente, D.

RE-OPTIMIZACIÓN DE PLANES DE PRÓSTATA EN MONACO USANDO LA FUNCIÓN MULTICRITERIAL 1386
Ortiz López, R.; Medina Céspedes, M. D.; Segura Arribas, S.; Polo Cezón, R.; Eugui Martínez, R.; García Rescalvo, A.; Bayón Llera, J.

INFLUENCIA DE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN PARA CUMPLIR CON LOS LÍMITES DE DOSIS EN LA LAD EN LA IRRADIACIÓN DE MAMAS IZQUIERDAS 1388
Cepas Arroyo, T.; Zaballos Carrera, S.; Perez Urbon, I.; Bengoechea Alvaro, D.; Ronda Peñacoba, S.; Jiménez Vegas, D.; Pizarro Trigo, F.; Martín Albina, M. L.; Nuñez Martinez, L.; Sánchez Jiménez, J.

PLANIFICACIÓN MEDIANTE OPTIMIZACIÓN MULTICRITERIO PARA LA PRESERVACIÓN DE LOS HIPOCAMPOS EN LA IRRADIACIÓN HOLOCRANEAL 1390
Moreno Martínez, V.; Muñoz Montplet, C.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA FÍSICA RTE

DESPLAZAMIENTOS TRASLACIONALES DE MESA FRENTE A ROTACIONES 1391
García Rescalvo, A.; Bayón Llera, J.; Órtiz López, R.; Segura Arribas, S.; Polo Cezón, R.; Medina Céspedes, M. D.; Eugui Martínez, R.

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A BIOPSIA DE PULMÓN GUIADA POR TOMOGRAFÍA COMPUTADA 1393
Muñoz Barabino, C. C.

DIFERENTES ADQUISICIONES DE RMN SEGÚN NECESIDADES DEL PROCEDIMIENTO 1394
Gullón Flores, C.; Mateo Navarro, D.; Pino Sorroche, F.; Font, R.; González Egido, A.

COMPARATIVA DE SISTEMAS DE GESTIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO EN RTE 1395
Aponte Cabrera, I.; Moreno Gutiérrez, C.; San José García, D.; López Ruiz, R.; Martín Fernández, P.; Sánchez Rodríguez, A.

EVALUACIÓN DE UN PLAN DE TRATAMIENTO CON PROTONES EN RESPIRACIÓN LIBRE SOBRE UN CT EN BREATH HOLD 1396
Lorenzo Villanueva, I.; Canals De Las Casas, E.; Cerron Campoo, F.

ESTUDIO DE UN SISTEMA DE CONTORNEO AUTOMÁTICO 1397
Quintana Rufes, M.; Altayo Alonso, J.; Sánchez Ruipérez, J.; Hernández González, D.; Benito García, J. C.; Tenllado Baena, E.; Arroyo Sánchez, C.; García Repiso, S.

ANÁLISIS DE DEPENDENCIA DE LA DOSIS CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT4 1399
Dacosta Villar, L.; Chover Díaz, B.; Bosò Martínez, C.; Salvador Montaño, M. A.; Serrano Juárez, A.; Pastor Pastor, N. P.; Chillerón Sánchez, J. R.; Marin Ciocan, A. C.; Ibáñez Muñoz, A.; Roda Cholbi, M.; Brualla Gonzalez, L.

USO DE ESPACIADOR DE HIDROGEL EN TRATAMIENTO DE SBRT DE PRÓSTATA 1401
Salvador Montaño, M. A.; Dacosta Villar, L.; Pastor Pastor, N. P.; Serrano Juárez, A.; Chover Díaz, B.; Bosò Martínez, C.; Marin Ciocan, A. C.; Sanchez Sanz, M.; Chillerón Sánchez, J. R.; García Pallás, M.; Brualla Gonzalez, L.; Pastor Peidro, J.

DESCRIPCIÓN Y VISUALIZACIÓN DE PRUEBAS DE COMISIONADO EN DELTA4 PHANTOM+ Y OCTAVIUS 4D 1402
Dacosta Villar, L.; Bosò Martínez, C.; Chover Díaz, B.; García Cerrillo, J. A.; Salvador Montaño, M. A.; Pastor Pastor, N. P.; Serrano Juárez, A.; Marin Ciocan, A. C.; Chillerón Sánchez, J. R.; Brualla Gonzalez, L.

VALORACIÓN DOSIMÉTRICA OFFLINE EN CBCT MEDIANTE AUTO CONTORNEO CON IA 1404
Alcaraz Lozano, M.; Borderia Navarro, M. B.; Calatayud Cuesta, P.; Calatayud Cuesta, P.; Fernández Bernal, Á.; Beltrán Bonet, Á.; Hidalgo Llopis, N.; Vicedo Gonzalez, M. A.; García Mollá, R.

EVOLUCIÓN DE LOS MODOS DE FRACCIONAMIENTO EN DIVERSAS PATOLOGÍAS DE UN SERVICIO DE RADIOTERAPIA EN LOS ÚLTIMOS CINCO AÑOS 1405
López Luque, R.; Reyes Ortiz, P.; Pallares Moreno, C.; Guirado Llorente, D.

INFLUENCIA DE LA PRESIÓN Y TEMPERATURA EN LA MEDIDA DEL OUTPUT DIARIO DEL DAILY QA3 1407
Segura Arribas, S.; Bayón Llera, J.; Ortiz López, R.; Eugui Martínez, R.; Polo Cezón, R.; Medina Céspedes, M. D.; García Rescalvo, A.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

P186 MEDIDAS AMBIENTALES DE DOSIS EN EQUIPO DE RADIOCIRUGÍA AUTO BLINDADO ZAP-X 1408
Pascual Martin, E.; Aguilar Redondo, B.; Trinidad Mora, L.

ANÁLISIS DE LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO INTERNO DE ASIGNACIÓN ESPECIAL DE DOSIS EN CASOS DE PÉRDIDA, DETERIORO O NO DEVOLUCIÓN DEL DOSÍMETRO 1410
Baeza Rodríguez, L.; Alegre Gómez, A.; Sánchez Relucio, J. C.; Bosch Morell, A.; Solla Bartual, C.; Velasco Fernández, C.; Pamos Navas, J. L.; Angulo Santos, A.; Cotanda Ricart, V.; Vico Escribano, M. A. ; Gracia Ochoa, M.; Abad Mocholí, D.

USO DE PLACAS RADIACTIVAS EN EL TRATAMIENTO DE MELANOMAS OCULARES 1411
Gómez Hinojal, L.; Rodriguez Cuchillo, A.; Huertas Martinez, C.; Saez Belran, M.

USO DE BLINDAJES SOBRE PACIENTES EN RADIOGRAFÍAS PEDIÁTRICAS: RESULTADOS DE UNA ENCUESTA A T.S.I.D 1412
Martínez Paniagua, M. Del P.; Martorell Ruiz, M.

CONTROL DE LA CONTAMINACIÓN RADIACTIVA SUPERFICIAL EN UN SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR 1414
Sebastián Segura, M. Á.; Beltran Vilagrasa, M.; Sánchez Artuñedo, D.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN MN

VERIFICACIÓN DE LA UNIFORMIDAD EXTRÍNSECA: MANIQUÍ RELLENABLE VS FUENTE PLANA DE CO57 1416
Serrano Juárez, A.; Soler López, M.; Chover, B.; Pastor Pastor, N. P.; Salvador Montaño, M. A.; Aguilar Barrios, J. E.; Marin Ciocan, A. C.; Bosò Martínez, C.; Sevillano Cuadra, N.; Dacosta Villar, L.; Chillerón Sánchez, J. R.; Brualla Gonzalez, L.

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE LOS ESTUDIOS DE VENTILACIÓN PULMONAR 1417
Pastor Pastor, N. P.; Chover Díaz, B.; Salvador Montaño, M. A.; Serrano Juárez, A.; Escriba Torres, A.; Sanz Llorens, R.; Dacosta Villar, L.; Marin Ciocan, A. C.; Chillerón Sánchez, J. R.; Bosò Martínez, C.; Brualla Gonzalez, L.

APLICACIÓN DE MANIQUÍES EN EL CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE MEDICINA NUCLEAR: PERSPECTIVA DE TÉCNICOS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA 1419
Bosch Mellinas, T.; Ortega Zamora, J.; Viñé Garcia, D.; Andres Rodriguez, C.; Pena Vaquero, S.; Villar Vázquez, C.; Perez Gomez, F.; Sanchez Perez, M.; Montoya Armisen, P.; Ruiz Aznar, M.; Viloria Calle, A.

ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: OTROS

EVALUACIÓN DE SOFTWARE DE CONTORNEO AUTOMÁTICO 1419
Moral Sánchez, V.; Obesso De Diego, A.; Botella Faus, P.; Chamorro Serrano, P.; Simón De Blas, R.; Roch González, M.; Paradela Diaz, G.; Bergado Barreta, M.; Gallego Molina, C.; Castro Tejero, P.

ESTUDIO COMPARATIVO DE DOSIMETRÍA BIOLÓGICA Y DOSIMETRÍA FÍSICA EN PACIENTES TRATADOS CON DOSIS TERAPÉUTICAS DE I-131 1420
Fernández Martín, C.; González Ruiz, C.; Morcillo García, A. B.; Moreno Domene, M.; Orcajo Rincón, J.; Prieto Rodríguez, M. J.; Reguera Berenguer, L.; Sierra Díaz, F.; Soza Marañón, Á.

IMPLANTES COCLEARES Y COMPATIBILIDAD EN RESONANCIA MAGNÉTICA 1421
Pastor Pastor, N. P.; Chillerón Sánchez, J. R.; Serrano Juárez, A.; Salvador Montaño, M. A.; Chover Díaz, B.; Núñez Hernández, A.; Bosò Martínez, C.; Dacosta Villar, L.; Marin Ciocan, A. C.; Brualla Gonzalez, L.

CONTROL DE CALIDAD SEMANAL EN SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA GIROSCÓPICA (ZAP-X) 1423
Trinidad Mora, M. L.; Pascual Martin, E.; Aguilar Redondo, B.

OPTIMIZACIÓN DE LA COLOCACIÓN DEL PACIENTE CON AYUDA DEL "SEND TO COUCH" DE VISIONRT 1425
Fustes Sanjuán, M. M.; Castro Rizos, I.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fonseca Siles, Á.; Díez Gallego, M. Á.; Clemente Gutiérrez, F.; Forner Forner, Á.; Merino Gestoso, J. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Solís Preciado, N.; García De Acilu Laa, M. P.; Pardo Pérez, E.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Núñez Muñoz, J.; Rahmouni Alami Afazaz, S.; Chapel Gómez, M. L.

COMPARACIÓN ENTRE EL MÉTODO DE VERIFICACIÓN ARCCHECK Y EL MÉTODO DE VERIFICACIÓN PORTAL PARA DOSIMETRÍAS DE ORL Y PRÓSTATA 1426
Bergado Larreta, M.; Moral Sánchez, V.; Botella Faus, P.; Paradela Diaz, G.; Obesso De Diego, A.; Simón De Blas, R.; Roch González, M.; Castro Tejero, P.; Chamorro Serrano, P.

IDENTIFY COMO SISTEMA SGRT EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE 1428
López Ruiz, R.; San José García, D.; Sánchez Rodríguez, A.; Martín Fernández, P.; Moreno Gutiérrez, C.; Aponte Cabrera, I.

DIFERENCIA DE PRECISIÓN EN LA COLOCACIÓN DE PACIENTES DE MAMA DE FORMA TRADICIONAL Y CON UN SISTEMA DE SGRT 1429
Segura Arribas, S.; Polo Cezón, R.; García Rescalvo, A.; Medina Céspedes, M. D.; Bayón Llera, J.; Eugui Martínez, R.; Ortiz López, R.

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

SEGUIMIENTO DE LAS DESVIACIONES INFORMADAS EN CONTROLES DE CALIDAD DE INSTALACIONES DE RADIODIAGNÓSTICO: EXPERIENCIA DE LA UTPR DEL CND 1431
Bosch Morell, A. M.; Sánchez Relucio, J. C.; Alegre Gómez, A.; Baeza Rodríguez, L.; Pamos Navas, J. L.; Cotanda Ricart, V.; Velasco Fernández, C.; Vico Escribano, M. A.; Solla Bartual, C.; Angulo Santos, A.; Abad Mocholí, D.; Gracia Ochoa, M.



ISSN 2990-2916
Editan: Sociedad Española de Física Médica (SEFM) y
SOciedad Española de Protección Radiológica (SEPR)
Valencia-Madrid 2023

varian
A Siemens Healthineers Company

Elekta

PTW
THE DOSIMETRY COMPANY

APLICACIONES TECNOLÓGICAS | RADIATION PROTECTION • MEDICAL

Fimecorp International s.l.

GE HealthCare

RADIAPROT
HEALTHCARE RADIATION

visionrt

ab salud
TECNOLOGÍA MÉDICA

BRAINLAB

Canon
CANON MEDICAL

Ciemat

CSN
CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR

DTA
Distribución de Tecnologías Avanzadas

EURO AUTOMATION

FLORIDA
INSTRUMENTACIÓN, S.L.

Hospidis

MBA
SURGICAL EMPOWERMENT

NUCLIBER

Qaelum

Palex

PHILIPS

RADIOLOGIA SA

radonova
The global leader in radon measurement

SIEMENS
Healthineers

SIT
Sordina IORT Technologies

TECNASA
TECNOLOGÍAS ASOCIADAS

TRF
TECNICAS RADIOFISICAS
www.trf.es

apr
SALUD EN IMAGEN

cofis

Eckert & Ziegler
Contributing to saving lives
BEBIG

EULEN
PROINSA

FUJIFILM

GDES

mermaid medical